UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

LUCAS R. L. CARDOSO

Dispositivo Robótico Instrumentado para Reabilitação Bimanual: estudo
de caso com aprendizagem motora em pessoas típicas

São Carlos
2019

LUCAS R. L. CARDOSO

Dispositivo Robótico Instrumentado para Reabilitação Bimanual: estudo
de caso com aprendizagem motora em pessoas típicas

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação Interunidades
em Bioengenharia da Escola de Engenharia
de São Carlos, Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto e Instituto de Química de
São Carlos da Universidade de São Paulo,
como requisito para a obtenção do Título de
Mestre em Ciências.

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Marquez
Pedro

VERSÃO CORRIGIDA

São Carlos

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

C268d Cardoso, Lucas Ribeiro Lopes
 Dispositivo robótico instrumentado para
reabilitação bimanual: estudo de caso com aprendizagem
motora em pessoas típicas / Lucas Ribeiro Lopes
Cardoso; orientador Leonardo Marquez Pedro. São Carlos,
2019.

 Dissertação (Mestrado) - Programa de
Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de
Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia
de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto;
Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de
São Paulo, 2019.

 1. AVC. 2. Bimanual. 3. Reabilitação. 4.
Aprendizagem motora. 5. Dispositivo robótico. I.
Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Lucas Ribeiro Lopes Cardoso

Título: "Dispositivo robótico instrumentado para reabilitação bimanual: estudo de caso com aprendizagem motora em pessoas típicas"

Data da defesa: 29/01/2020

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). Leonardo Marquez Pedro UFSCar		Não Votante
Prof(a). Dr(a). Glauco A. de Paula Caurin EESC/USP		APROVADO
Prof(a). Dr(a). Daniel Varella Magalhães EESC/USP		APROVADO
Prof(a). Dr(a). Thiago Luiz de Russo UFSCar		APROVADO

*Aos meus pais com açúcar,
Vô Zeca e Vovúska.*

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais, Eliana e Fábio, não somente por todo o suporte ao longo destes anos de mestrado, mas pelo amor incondicional de toda a vida e pela melhor família do mundo que formamos juntos.

À minha companheira, Karina, a quem dedico um amor que jamais caberia nestas linhas. Obrigado por ter tornando estes anos uma grande e prazerosa aventura, como é a nossa vida juntos. O seu carinho e dedicação fizeram toda a diferença.

Agradeço ao meu orientador, Leonardo, por todos os conselhos (de vida e acadêmicos), pela paciência nos meus momentos de ~~surto~~ ansiedade, pelas mensagens tarde da noite ou reuniões de final de semana e por tudo o que me apresentou e ensinou. Obrigado por toda compreensão e atenção.

Gostaria de agradecer à diversos professores e professoras que tive ao longo da vida, cujos ensinamentos carrego comigo até hoje e levarei para sempre. Faço, porém, um agradecimento especial ao Prof. Dr. Arturo Forner Cordero (POLI-USP), pelo tão receptivo acolhimento em seu laboratório, pela preciosa ajuda com o comitê de ética e por todos os comentários e sugestões ao longo do desenvolvimento dos experimentos.

Por fim, mas não menos importante, agradeço ao Royal Society, no projeto Newton Advanced Fellowship (processo NA140231), por parte do apoio financeiro para realização deste trabalho de pesquisa.

Com certeza é pouco dedicar apenas algumas linhas de agradecimento às pessoas que foram tão importantes para mim ao longo deste processo. Mesmo assim, fica aqui o meu mais profundo e sincero sentimento de gratidão.

*“Se não houver frutos, valeu a beleza das flores;
se não houver flores, valeu a sombra das folhas;
se não houver folhas, valeu a intenção da semente.”*
(Chico Ceola)

Tudo é aprendido!

Resumo

CARDOSO, Lucas R. L. **Dispositivo robótico instrumentado para reabilitação bimanual**: estudo de caso com aprendizagem motora em pessoas típicas. 2019. 112 f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

Do ponto de vista neurológico, o processo de recuperação de uma determinada função motora, acometida por alguma lesão cerebral (por exemplo, AVC), pode ser entendido como uma forma de reaprendizagem. O treinamento bilateral recruta áreas corticais específicas no cérebro que são diferentes da combinação daquelas unimanuais. Em geral, estudos em aprendizagem motora e dispositivos comercialmente disponíveis, focam na execução de tarefas unilaterais. Este trabalho apresenta o desenvolvimento, construção e validação experimental de um novo dispositivo bimanual cujo objetivo é permitir a implementação de paradigmas experimentais para estudo de aprendizagem motora no campo bimanual, e servir como ferramenta de reabilitação. Ele emula o controle de uma bicicleta através de um guidão instrumentado composto por 6 células de carga que medem as forças de interação do usuário em diferentes direções, bem como um motor acoplado ao eixo de maneira a proporcionar distintos campos de força, simulando ambientes diversos. O sistema de controle foi simulado e testado, e todo o dispositivo foi modelado conforme suas equações dinâmicas. Foi desenvolvido um protocolo experimental para testes pilotos com um grupo de indivíduos típicos ($n = 10$) no qual uma tarefa de tempo de reação (*Task Reaction Time*) foi executada em duas modalidades: RAN - os alvos a serem atingidos em cada rodada eram mostrados de forma aleatória; ou CW - o aparecimento dos alvos seguia uma sequência previamente conhecida pelos participantes. Os voluntários foram instruídos a buscar o centro dos alvos com o menor erro e no menor tempo possível. Observou-se que apenas na modalidade RAN o módulo do erro angular médio diminuiu conforme o aumento da prática na atividade, da mesma forma como estudos reportam para atividades unimanuais semelhantes. O aumento do tempo de reação e a redução da velocidade de movimentação, encontrados no mesmo período, representam um resultado distinto do reportado para casos unilaterais. A análise cinética das forças de interação dos participantes ao longo da atividade demonstrou que, tanto RAN como CW, apresentaram redução gradativa da força de preensão média em ambas as mãos dos participantes. Este último resultado demonstra que mesmo no cenário CW pode ter havido algum tipo de adaptação, ao contrário do que se pensava ou é reportado para tarefas semelhantes, unimanuais.

Palavras-chaves: AVC. bimanual. reabilitação. aprendizagem motora. dispositivo robótico.

Abstract

CARDOSO, Lucas R. L. **Robotic device for bimanual training**: case study involving motor learning with health subjects. 2019. 112 f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

From a neurologic perspective, functional improvements after injury (e.g. stroke) can be recognized as a learning process. With regard to the bimanual tasks, evidences in literature demonstrate that bilateral training recruits specific motor cortical areas that are different from the combination of the ones that are active when single limbs are controlled separately. In despite of this fact, the majority of studies regarding motor learning as well as the related commercially available devices focus on unilateral tasks. In this context, this work presents the development, construction and pilot tests results for a brand new device which aim is to provide a simple mean for the implementation of experimental paradigms in motor learning in the extent of bimanual tasks, and also to serve as a rehabilitation tool. It emulates a bicycle control using an instrumented handlebar with 6 load cells that measure the individual's interaction forces in different orientations, as well as an actuated system directed coupled to its axis, in a way to promote different kind of force fields for different scenarios. The control system was simulated and tested, and the device was modeled based on their dynamic equations. It was developed an experimental protocol in order to test the system with a group of health subjects ($n = 10$), using a task reaction time in two different ways: RAN - targets of each turn was shown in a random sequence; or CW - targets appearance was according to a pre-determined sequence known by the subject. All participants were told to try to reach the targets as fast as possible and with minimal angular error. It was observed that only for the RAN mode the modulus of the average angular error decreased as practice increased, following what was expected by studies with similar unimanual tasks. The increase in reaction time and decrease in movement speed, observed in the same period, represent different result compared to unilateral related studies. Kinetic analysis of subject's interaction forces revealed that, either in RAN or CW, there was a gradual decrease in average prehension force in both hands. This last result suggests that even in CW mode might happened an adaptation process, different from what was thought based on kinematic observations or from what in reported in related studies with unimanual tasks.

Keywords: stroke. bimanual. recovery. motor learning. robotic device.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Dispositivo apresentado e desenvolvido nesta Dissertação. a) Vista geral e elementos principais; b) Indivíduo típico utilizando o dispositivo. . . .	4
Figura 2 – Hipótese logarítmica para a evolução temporal da recuperação real pós-AVC.	9
Figura 3 – Segundo Krakauer et al. (2019), o processo de aprendizagem motora pode ser dividido em três componentes: (1) formação de um objetivo de movimento (<i>Goal Selection</i>); (2) seleção de um conjunto de ações apropriadas para a sua execução (<i>Action Selection</i>); e (3) execução da ação selecionada (<i>Action Execution</i>). O esquema da figura liga os diferentes tipos de aprendizagem motora aos respectivos componentes aos quais estes estão associados.	20
Figura 4 – <i>Hand-Object-Hand (H-O-H)</i> . No detalhe, é mostrada a vista superior do dispositivo, indicando a posição do sensor de força e o local onde as mãos do usuário são posicionadas.	24
Figura 5 – <i>Mirror Image Movement Enhancer (MIME)</i>	25
Figura 6 – <i>Bimanual Handlebar</i>	26
Figura 7 – <i>Bi-Manu-Track</i>	27
Figura 8 – Apresentação e detalhamento do dispositivo desenvolvido. a) Elementos básicos: guidão instrumentado acoplado diretamente à um motor DC, e um monitor para interação visual; b) O guidão instrumentado é composto por 6 células de carga (3 de cada lado). A imagem mostra o lado esquerdo do guidão com as células de carga montadas em posições e orientações diferentes, de forma a medir forças de interação distintas; c) A célula de carga montada mais ao centro do guidão pode medir a força transversal (FT), aplicada para produzir giro do conjunto. O carregamento na célula do centro é produzido pela força perpendicular (FS) ao plano de giro, e esta associado à sustentação do membro do usuário. A célula de carga montada internamente na manopla tem o objetivo de capturar a força de preensão palmar (FP).	30
Figura 9 – Comparação entre as diferentes versões do dispositivo. a) Primeira versão (protótipo), utilizando madeira, peças plásticas fabricadas por prototipagem rápida e componentes extraídos e adaptados de bicicletas convencionais; b) Recorte de parte do projeto da segunda versão do dispositivo, utilizando perfil de alumínio estruturas e peças usinadas. .	31

Figura 10 – Detalhes do projeto eletrônico desenvolvido. a) Conjunto eletrônico composto por: (1) fonte de alimentação do motor, (2) fonte de alimentação simétrica para o circuito de amplificação, (3) placa do Bloco de Aquisição (BA), (4) placa do Bloco de Controle (BC) e (5) ponte H. b) Detalhe do Bloco de Aquisição. Cada célula de carga é amplificada e calibrada através de circuitos individualizados; c) Detalhe do Bloco de Controle. Um circuito impresso foi desenvolvido para acoplar-se diretamente ao Arduino e receber a conexão dos demais periféricos.	32
Figura 11 – Demonstração esquemática da arquitetura do sistema elétrico e eletrônico completo. As células de carga (LC_{e_1} a LC_{e_3} e LC_{d_1} a LC_{d_3}) se conectam ao Bloco de Aquisição (BA). O Bloco de Controle (BC) ao centro, processa o sinal do encoder e o utiliza para controlar o motor DC (através de uma ponte H). O Arduino (M0 PRO) recebe e envia todos os dados para um computador, que gera a interface com o usuário e armazena os dados para pós-processamento e análise.	33
Figura 12 – (a) Imagem do tipo de célula de carga utilizada no projeto. (b) Levantamento experimental de uma das células utilizadas. O gráfico mostra a relação entre a força aplicada na mesma (em ambos os sentidos) e a respectiva tensão gerada.	34
Figura 13 – Diagrama de blocos do algoritmo de controle implementado. O bloco “Impedância Desejada” alimenta o controlador Proporcional-Derivativo (PD) com a posição de referência, de acordo com a equação 3.4, e os torques do indivíduo e do motor atuam no guidão.	39
Figura 14 – Vista superior esquematizada do guidão instrumentado e as células de carga que o compõe do lado esquerdo (LC_{e_1} , LC_{e_2} , LC_{e_3}) e direito (LC_{d_1} , LC_{d_2} , LC_{d_3}). O giro do guidão causado pela interação do usuário (posicionado do mesmo lado que o ponto de giro) produz um ângulo $\theta(t)$ com a horizontal, cuja variação no tempo define a velocidade ($\dot{\theta}$) e a aceleração ($\ddot{\theta}$) angulares do conjunto.	42
Figura 15 – Diagrama de corpo livre de cortes para o guidão inteiro (imagem superior); em corte pelo centro da célula de carga LC_{e_3} (imagem central - seção de corte 1); e em corte pelo centro da célula de carga LC_{e_1} (imagem inferior - seção de corte 1). Para simplificação do modelamento, o ponto de giro do guidão foi deslocado para coincidir com o seu centro de gravidade.	43
Figura 16 – Resultados para o cenário (i). Os parâmetros de entrada no bloco <i>Impedância Desejada</i> foram os mesmos que os utilizados no bloco <i>Guidão</i> - $I = I_H$, $B = B_H$, $K = 0$	50

Figura 17 – Resultados para o cenário (ii). Os parâmetros de entrada no bloco <i>Impedância Desejada</i> foram maiores que os utilizados no bloco <i>Guidão</i> - $I = 5I_H, B = 5B_H, K = 0.02$	51
Figura 18 – Resultados para o cenário (iii). Os parâmetros de entrada no bloco <i>Impedância Desejada</i> foram menores que os utilizados no bloco <i>Guidão</i> - $I = I_H/5, B = B_H/5, K = 0.02/5$	52
Figura 19 – Resultados dos testes com o sistema real: impedância desejada maior (gráfico superior) e menor (gráfico inferior) do que a impedância natural do sistema.	53
Figura 20 – Força de preensão palmar esquerda (P_e) e forças de giro do guidão (F_e e F_d) aplicadas pelo usuário. A curva preta e tracejada apresenta a posição angular obtida no momento da aplicação das forças. O detalhe no canto esquerdo superior demonstra que a curva de força de preensão possui descontinuidade, o que está associado às simplificações adotadas durante o processo de modelamento do sistema que resultaram no sistema de equações 4.7 e 4.12, com os quais F_e , F_d e P_e , foram calculados.	54
Figura 21 – Detalhamento do protocolo experimental. a) Indivíduo típico utilizando o dispositivo. Todos os participantes foram posicionados de forma que as medidas, h , d e ϕ , estivessem dentro de uma faixa de valores estabelecida previamente; b) Esquematização da interface virtual desenvolvida. O usuário controla o cursor azul, de acordo com o movimento do guidão. Em cada rodada da tarefa, este cursor deve ser posicionado dentro de um dos círculos (aquele que estiver com borda vermelha - <i>Target</i>), no menor tempo possível e com a maior acuidade espacial; c) No pós-processamento, o sinal obtido pelo <i>encoder</i> é analisado de maneira a capturar o Erro Espacial, o Tempo de Reação (ou Antecipação) e a Velocidade de Movimentação produzida pelo usuário em cada rodada de cada partida executada.	58
Figura 22 – Módulo do erro espacial normalizado, por ciclo, para os dois diferentes cenários analisados. Linha azul - aparecimento aleatório dos <i>target</i> ao longo da tarefa (RAN); Linha vermelha - os <i>targets</i> aparecem em cada rodada de acordo com uma sequência pré-estabelecida e de conhecimento do participante (CW). As curvas demonstram haver adaptação (melhora de desempenho) apenas para o caso RAN.	62

Figura 23 – Tempo de reação (para o cenário RAN - linha azul) e tempo de antecipação (para o cenário CW - linha vermelha), médios, por ciclo. Observa-se que há um aumento gradual do tempo de reação médio, ao longo dos ciclos, para o cenário RAN. Este fato pode estar relacionado à uma acomodação dos participantes que adaptam-se para otimizar o tempo disponível entre o aparecimento de dois <i>targets</i> consecutivos. Ao aumentar o tempo de reação, tem-se mais tempo para processar a ação que esta por vir o que, por fim, implica em melhor desempenho motor (redução do erro espacial observado no gráfico da Figura 22).	64
Figura 24 – Velocidade média de movimentação do guidão, por ciclo, para os cenários RAN (linha azul) e CW (linha vermelha). As curvas mostram que os participantes movimentaram o guidão cada vez mais lentamente (através dos ciclos), quando executaram a tarefa RAN. Porém a velocidade permaneceu aproximadamente constante (ao longo dos ciclos) durante a tarefa CW. A redução na velocidade pode estar associada à uma tentativa de melhorar o desempenho motor do ponto de vista da redução do erro espacial.	65
Figura 25 – Correlação do tempo de reação, TR (ou antecipação, TA) e da velocidade de movimentação, VM, com o erro angular normalizado, por ciclo, e para os dois cenários: RAN (gráfico da esquerda) e CW (gráfico da direita). Observa-se que, no cenário RAN, há correlação em ambos os casos, mas o mesmo não ocorre no cenário CW.	66
Figura 26 – Comparação da força de preensão média, de ambas as mãos (curvas em azul), ao longo dos ciclos, para o cenário RAN. A linha preta apresenta o módulo do erro espacial médio, normalizado, para a mesma atividade (mesma curva em azul, apresentada pelo gráfico da Figura 22, mas ajustado por uma lei de potência). O gráfico permite observar que a força média aplicada por ambas as mãos reduz ao longo da atividade, o que é acompanhado por uma melhora em desempenho (menor erro espacial), à uma taxa semelhante.	67
Figura 27 – Comparação da força de preensão média, de ambas as mãos (curvas em vermelho), ao longo dos ciclos, para o cenário CW. A linha preta apresenta o módulo do erro espacial médio, normalizado, para a mesma atividade (mesma curva em vermelho, apresentada pelo gráfico da Figura 22, mas ajustado por uma lei de potência). O gráfico permite observar que a força média aplicada por ambas as mãos reduz ao longo da atividade, assim como é observado para o cenário RAN. Contudo, no caso de CW, esta redução não é acompanhada por uma melhora do desempenho na atividade.	69

Lista de tabelas

Tabela 1	–	Principais características do motor utilizado no projeto	34
Tabela 2	–	Principais características do dispositivo apresentado	40
Tabela 3	–	Medidas de comprimento e massa do guidão	45

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Contextualização e Motivação	1
1.2	Proposta	3
1.3	Objetivos	3
1.4	Organização do Trabalho	4
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1	Reabilitação Motora pós-AVC: Conceitos e Definições	7
2.1.1	Recuperação Real <i>versus</i> Compensação	7
2.1.2	Reabilitação de Movimento Isolado ou Funcionalidade	11
2.1.3	Treinamento Unilateral e Bilateral	14
2.2	Aprendizagem Motora como Mecanismo de Reabilitação	18
2.2.1	O Âmbito da Aprendizagem Motora	18
2.2.2	Paradigmas Experimentais	21
2.3	Reabilitação Robótica Assistiva e Bimanual	23
3	DESCRIÇÃO DO SISTEMA	29
3.1	Projeto Mecânico	30
3.2	Projeto Eletrônico	32
3.3	Arquitetura de Controle	37
3.4	Algoritmo de Leitura e Armazenamento	39
3.5	Resumo das Características	39
4	MODELAGEM MECÂNICA E TESTES DO DISPOSITIVO	41
4.1	Modelagem Mecânica	41
4.2	Simulação e Testes do Sistema de Controle e Aquisição	47
4.2.1	Simulação	47
4.2.2	Testes do Sistema Real	49
4.3	Resultados e Discussões	50
5	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	57
5.1	Sujeitos	57
5.2	Procedimentos	57
5.3	Análise dos Dados	60
5.4	Resultados e Discussões	61
6	CONCLUSÃO	71

6.1	Trabalhos Futuros	73
	REFERÊNCIAS	77
	APÊNDICE A – DEMONSTRAÇÃO DE $k_m = k_b$, NO S.I.	87

1 Introdução

1.1 Contextualização e Motivação

Segundo a Organização Mundial da Saúde, Acidente Vascular Cerebral¹ (AVC) é a segunda maior causa de morte em todo o mundo (JOHNSON et al., 2016). No Brasil, nas últimas décadas há ainda uma tendência de aumento em decorrência da crescente população de indivíduos com mais de 60 anos de idade. No período de 2000 a 2009, essa faixa da população subiu 33,65% (DEPARTMENT OF ECONOMIC AND SOCIAL AFFAIRS, 2011), o que certamente é uma das razões que levam o país ter a maior taxa de mortalidade por AVC de toda a América Latina (LOTUFO, 2005).

As consequências do AVC despertam ainda mais atenção quando também levamos em conta os sobreviventes. Suas sequelas podem atingir funções neurológicas – decorrendo, entre outros, em dificuldades na fala, na habilidade de comer e engolir ou na capacidade de se locomover e utilizar os membros superiores. Estima-se que 40% dos sobreviventes de AVC tenham as funções dos membros superiores cronicamente comprometidas (BOYD; VIDONI; WESSEL, 2010), tendo, este fato, um severo impacto na execução de atividades de vida diária (AVD), como realizar a higiene pessoal, alimentar-se ou executar tarefas domésticas.

Durante a fase sub-aguda ou crônica (aproximadamente 6 meses após a ocorrência do AVC) as melhorias em desempenho funcional em geral não são mais consideradas espontâneas (JØRGENSEN et al., 1995), mas estão associadas à treinamento, o qual pode ser interpretado como um tipo de Aprendizagem Motora (WARRAICH; KLEIM, 2010). É a partir desta perspectiva, que se justifica o estudo de mecanismos de aprendizagem motora no âmbito do desenvolvimento de novos métodos e estratégias de terapia de reabilitação motora.

As investigações neste campo são comumente suportadas por um certo paradigma experimental, tendo como objetivo explorar um dos três principais componentes de qualquer habilidade motora: (1) formação de um objetivo de movimento (PASSINGHAM; WISE, 2012); (2) seleção de um conjunto de ações apropriadas para a sua execução; e (3) execução da ação selecionada. Desta forma, alguns exemplos de paradigmas experimentais são aqueles que fazem uso de campo de força para estudo de adaptação motora (SHADMEHR; MUSSA-IVALDI, 1994; SHADMEHR; MOUSSAVI, 2000); aqueles que testam a velocidade e a forma como se dá a resposta à um determinado estímulo, cujas interpretações estão associadas à seleção da ação e à execução do movimento (VERWEY, 2001; PASSINGHAM; WISE,

¹ Na literatura nacional, também é muitas vezes designado por Acidente Vascular Encefálico ou AVE.

2012; ROBERTSON, 2007); ou então os experimentos envolvendo acuracidade motora (MÜLLER; STERNAD, 2004; MÜLLER; STERNAD, 2009; SHMUELOF; KRAKAUER; MAZZONI, 2012), exclusivamente associados à execução da ação motora. Atualmente é muito comum observar sistemas instrumentados e atuados sendo empregados para ampliar o alcance deste tipo de experimentos, medindo características cinemáticas (por exemplo, posição e velocidade) e dinâmicas dos movimentos (força e torque), ou fornecendo ao usuário um retorno da interação que esta sendo realizada (podendo ser visual, háptico, sonoro, entre outros) (SHADMEHR; MUSSA-IVALDI, 1994; SHADMEHR; MOUSSAVI, 2000; VERWEY, 2001; PASSINGHAM; WISE, 2012; ROBERTSON, 2007; MÜLLER; STERNAD, 2004; MÜLLER; STERNAD, 2009; SHMUELOF; KRAKAUER; MAZZONI, 2012).

No entanto, uma deficiência comum deste rol de estudos em aprendizagem motora é que eles são, em sua grande maioria, desenvolvidos exclusivamente com atividades unimanuais, apesar do maior numero de AVD dependerem de ambas as mãos e braços para serem realizadas (WALLER; WHITALL, 2008). De fato, alguns estudos demonstram que o treinamento bilateral recruta áreas corticais específicas do cérebro (SADATO et al., 1997; DONCHIN et al., 1998), o que significa que controlar ambos os braços juntos não é equivalente à sobreposição dos efeitos decorrentes do controle de cada um separadamente (WALLER; WHITALL, 2008). Concordando com este resultado, outros autores também sugerem ser limitada a transferência de funções motoras unimanuais para bimanuais (TAUB et al., 2006).

No contexto da reabilitação clínica (mas não exatamente abordando aprendizagem motora), existe um número crescente de estudos na literatura ou mesmo dispositivos comercialmente disponíveis para este propósito (VAN DELDEN et al., 2012; WOLF et al., 2014). O trabalho de Lum, Reinkensmeyer e Lehman (1993), possivelmente um dos pioneiros, apresenta um dispositivo de um grau de liberdade, para extensão e flexão bilateral de punhos, em diferentes tarefas rítmicas. MIME (BURGAR et al., 2014), BATRAC (WHITALL et al., 2000) e Bi-Manu Track (HESSE et al., 2003), são outros exemplos de dispositivos porém que contam com estudos que reportam resultados de ensaios clínicos randomizados e controlados (do inglês, *Randomized Clinical Trials* ou, RCT). Com base em RCT como estas, diferentes revisões da literatura ressaltam não haver resultados suficientes para concluir sobre a aplicabilidade deste tipo de dispositivo, em treinamentos bilaterais, no âmbito da reabilitação clínica (VAN DELDEN et al., 2012; WOLF et al., 2014). Não obstante, os autores também argumentam que os resultados disponíveis até o momento são escassos até mesmo para inferir a respeito dos conceitos nos quais o treinamento bilateral esta baseado (VAN DELDEN et al., 2012). Especialmente esta última conclusão sugere a necessidade de estudos que elaboram a respeito dos conceitos do aprendizado motor bimanual, no lugar de sugerir novos procedimentos ou aparatos focados na reabilitação, propriamente dita. Estudos atuais com objetivos relacionados à

este, em geral, investigam tarefas que não exploram importantes características das ações bimanuais como coordenação ou cooperação entre membros, mas, no lugar, demandam movimentos simultâneos e não acoplados (BERNER; HOFFMANN, 2008; YOKOI; BAI; DIEDRICHSEN, 2016).

1.2 Proposta

Com base no contexto descrito na seção anterior, este trabalho apresenta o desenvolvimento, construção e validação experimental de um novo dispositivo bimanual cujo objetivo é permitir a fácil implementação de paradigmas experimentais para estudo de adaptação motora no campo bimanual, além de servir como ferramenta de reabilitação.

O dispositivo emula o controle de uma bicicleta através de um guidão instrumentado composto por 6 células de carga que podem medir as forças de interação do usuário em diferentes direções, bem como um motor acoplado ao eixo de maneira a proporcionar distintos campos de força, simulando ambientes diversos.

A Figura 1a apresenta uma imagem com os principais elementos que constituem o dispositivo, ao passo que a Figura 1b demonstra um indivíduo típico durante a utilização do guidão, ao longo de um determinado protocolo experimental.

1.3 Objetivos

O presente trabalho tem como principal objetivo:

- Desenvolver um dispositivo de treinamento e monitoramento de reabilitação de sobreviventes de AVC que simule o funcionamento de uma bicicleta. Através dele, realizar experimentos (em pessoas típicas) para avaliação da biomecânica dos membros superiores durante uma tarefa que envolva adaptação motora.

Para tanto, pretende-se cumprir os seguintes objetivos específicos:

- i. **Projeto e construção.** Realizar os projetos mecânico e eletrônico do dispositivo, atendendo aos seguintes critérios e pontos importantes:
 - Design ergonômico e de construção simples;
 - Geometria, juntas e graus de liberdade que confirmem ao dispositivo características de execução fidedignas ao objeto simulado;
 - Definição do tipo e número adequado de sensores e atuadores;
 - Programação para acionamento e controle dos dispositivos bem como da plataforma de *feedback* a ser utilizada.

Figura 1 – Dispositivo apresentado e desenvolvido nesta Dissertação. a) Vista geral e elementos principais; b) Indivíduo típico utilizando o dispositivo.

Fonte – Elaborado pelo autor.

- ii. **Protocolo experimental.** Estabelecer um protocolo experimental condizente com a literatura, e adequado para a medição de grandezas relevantes no estudo de adaptação motora em diferentes abordagens (por exemplo, utilizando campos de força, atividades com tempo de reação ou repetição de sequências). Validar experimentalmente em pessoas típicas e comparar com resultados da literatura.
- iii. **Identificação de sinergias e correlação quantitativas de coordenação bi-manual.** Através de experimentos com pessoas típicas e análise estatística dos resultados, identificar correlações nas medidas e padrões que ajudem a explicar a coordenação bimanual em pessoas típicas, durante tarefas que envolvam adaptação motora nas diferentes abordagens citadas no item ii.

1.4 Organização do Trabalho

O trabalho está organizado da seguinte forma: primeiramente apresenta-se a fundamentação teórica sobre o tema. Em seguida, as características mecânicas e eletrônicas do dispositivo são detalhadas, juntamente com a descrição da arquitetura de controle adotada. Em uma nova seção, modela-se o dispositivo e descreve-se o protocolo utilizado

para testar o sistema de controle bem como as funcionalidades do aparato. Neste mesma seção, apresenta-se os resultados obtidos, primeiramente, por simulação e, em seguida, através de um experimento onde houve interação com um sujeito típico. Em seguida, descreve-se o protocolo experimental e discute-se os resultados obtidos através do experimento realizado em um grupo de pessoas também típicas. Por fim, discorre-se sobre as conclusões e prospecta-se sobre possíveis trabalhos futuros.

2 Fundamentação Teórica

O primeiro objetivo desta fundamentação teórica é apresentar alguns dos principais dispositivos robóticos para reabilitação bimanual em sobreviventes de Acidente Vascular Cerebral (AVC). A fim de trazer uma compreensão mais ampla e completa sobre o assunto, na primeira parte desta fundamentação serão tratados alguns dos principais conceitos e definições acerca de reabilitação motora em pacientes de lesão neurológica. Em seguida, em uma segunda parte, será abordado o tema da aprendizagem motora e alguns de seus paradigmas experimentais, como um mecanismo válido para a reabilitação pós acometimento motor. Por fim, na terceira e última parte desta fundamentação trata-se de apresentar os principais dispositivos robóticos para reabilitação bimanual disponíveis comercialmente ou na literatura acadêmica.

2.1 Reabilitação Motora pós-AVC: Conceitos e Definições

2.1.1 Recuperação Real *versus* Compensação

Apesar dos avanços científicos dos últimos anos, ainda há grande incerteza a respeito dos mecanismos que tornam possível a recuperação de movimentos em pacientes com lesão cerebral e consequente déficit motor. Na tentativa de entender tais mecanismos, a primeira distinção que se pode fazer é com relação ao que se denota *recuperação neurológica* ou *real* (doravante referido apenas pela segunda terminologia) e compensação. [Levin, Kleim e Wolf \(2008\)](#) propõem uma definição clara que ajuda a distinguir os dois conceitos, baseada na estrutura da Classificação Internacional de Funcionalidade, da Organização Mundial da Saúde (OMS):

1. **Recuperação real** se refere ao retorno, restituição (reparo), ou redução do prejuízo das funções motoras corporais, que resulta do reaparecimento dos mesmos padrões de movimento utilizados antes da lesão (padrões saudáveis). Este processo implica, dentre outros mecanismos, a recuperação neural de vias e estruturas corticais lesionadas ou, inclusive, a ativação de outras novas;
2. **Compensação** está associada ao aparecimento de novos padrões de movimento, os quais se valem das estruturas motoras intactas ou menos afetadas (grupos musculares e articulações) para retornar às funcionalidades necessárias.

A seguir aborda-se com mais profundidade cada um dos mecanismos e, em seguida, discute-se a relação entre ambos no processo de reabilitação como um todo.

Recuperação Real

A primeira etapa da recuperação real tem início poucas horas decorrido o AVC, ou seja, ainda na sua fase aguda (BUMA; KWAKKEL; RAMSEY, 2013). Trata-se de um processo espontâneo, natural do corpo humano, que precede inflamações moderadas a graves, decorrente de lesão cerebral. A fim de proteger as áreas afetadas, são disparados alguns mecanismos, tais como:

- i. **Recuperação da penumbra:** a periferia da região central onde o AVC isquêmico ocorre é conhecida como penumbra. Embora esta também tenha sua irrigação de oxigênio e suprimentos afetada, ela pode ser temporariamente suportada por sua vizinhança, não sendo comprometida imediatamente como no caso do centro da isquemia. Teoriza-se que a recuperação neurológica que um paciente experimenta seja proporcional ao volume de penumbra que os mecanismos espontâneos conseguem restaurar (BARON, 2005). A recuperação desta área decorre principalmente do gradual retorno da atividade de parte dos neurônios da penumbra (já que o fluxo sanguíneo foi reduzido, porém não eliminado) e da reversão de danos estruturais aos dendritos, ao longo da reperfusão (ZHANG, 2005);
- ii. **Neuroplasticidade espontânea:** após o AVC, tanto as áreas ao redor da lesão quanto aquelas distantes, porém anatomicamente conectadas, experimentam alterações fisiológicas e neuroanatômicas. Em estudos com roedores, por exemplo, nas primeiras semanas após um AVC isquêmico induzido, observou-se o aumento espontâneo de substâncias associadas ao crescimento dendrítico e sinaptogênese (como o Fator de Crescimento Nervoso – ou *Nerve Growth Factor*, NGF – e o Fator Neurotrófico Derivado do Cérebro – ou *Brain Derived Neurotrophic Factor*, BDNF) (CARMICHAEL, 2006);

Alguns autores sugerem que a avaliação da evolução temporal da recuperação espontânea, revela um padrão logarítmico (Fig. 2) (KWAKKEL; KOLLEN; TWISK, 2006; LANGHORNE; BERNHARDT; KWAKKEL, 2011). Desta maneira, se por um lado imediatamente após o AVC, o processo exerce grande influência sobre os avanços clínicos, este se torna cada vez menos relevante com o passar do tempo. Não há consenso sobre quando já é possível desconsiderar seus efeitos, Buma, Kwakkel e Ramsey (2013) citam-no como relevante apenas nas primeiras semanas ao passo que Zeiler e Krakauer (2013) se refere aos três primeiros meses. Nesta revisão não foi possível encontrar estudos que o evidenciassem, ou mesmo sugerissem sua persistência na fase crônica do AVC.

Os mecanismos espontâneos encerram a porção “não dependente de aprendizado” (do inglês, *non-learning dependente*) da recuperação real. Contudo ainda é preciso considerar

Figura 2 – Hipótese logarítmica para a evolução temporal da recuperação real pós-AVC.

Fonte – Adaptado de [Langhorne, Bernhardt e Kwakkel \(2011\)](#).

a parcela “dependente de aprendizado” (do inglês, *learning dependente*), ou seja, aquela cujos resultados são decorrentes de treinamento, prática ou uso do membro parético.

Segundo [Buma, Kwakkel e Ramsey \(2013\)](#), as alterações no cérebro produzidas durante o processo espontâneo (*non-learning dependente*), acabam por criar um ambiente favorável para a neuroplasticidade. Desta maneira, a ativação motora estimulada durante a fisioterapia e outros tipos de treinamento (*learning dependente*), realizadas ao longo da fase aguda e subaguda, ou mesmo no início da fase crônica, contribuiriam para a recuperação real ao proporcionarem efeitos como a reorganização cortical, por exemplo.

Já sobre a fase crônica mais avançada, há uma acentuada controvérsia a respeito da possibilidade de se produzir recuperação real, apenas mediante o uso e treinamento do membro afetado. [Carmichael \(2006\)](#) sugere a existência de uma janela de tempo para todo o tipo de mecanismo de plasticidade, a qual coincidiria com àquela teorizada para os mecanismos espontâneos. Por esta razão, diversos autores se referem aos avanços clínicos observados após a fase subaguda como resultado exclusivo do processo de compensação.

Por outro lado, há estudos que reportam recuperação neuronal motora de membros superiores, muitos anos após o AVC ([CAREY; MATYAS; OKE, 1993](#); [YEKUTIEL; GUTTMAN, 1993](#)). Algumas das terapias tradicionais mais utilizadas ao redor do mundo, fundamentam-se justamente no potencial de recuperação neuronal através do uso do membro afetado. Na Terapia por Contensão Induzida (TCI), por exemplo, o membro saudável do paciente tem sua movimentação restringida (utilizando-se luvas especiais ou

mesmo aparatos caseiros) forçando-o a utilizar o membro parético em todas as atividades de vida diárias (AVD). Após estudo com diversos pacientes, todos na fase crônica, [Liepert et al. \(2000\)](#) afirmam que tal terapia tem especial efeito na formação de novas conexões sinápticas, através dos brotamentos neuronais, e também do recrutamento de outros neurônios ao redor da lesão. Com base em uma meta-análise incluindo 28 estudos diferentes, [Richards et al. \(2008\)](#) afirmam ter claras evidências para o argumento de que há presença de plasticidade cerebral (recuperação real) nos resultados clínicos em pacientes com AVC crônico (mais de um ano), decorrentes de treino intensivo, repetitivo e orientado à tarefa (especificidade).

Compensação

Muitos estudos apontam o processo de compensação como o maior responsável pelos avanços clínicos observados em pacientes com deficit motor neurológico ([KWAKKEL; KOLLEN; LINDEMAN, 2004](#)). Em experimentos com roedores nos quais foi induzido um AVC, [Whishaw \(2000\)](#) e [Whishaw, Alaverdashvili e Kolb \(2008\)](#) demonstraram, através de análise de vídeo, que a melhora registrada na tarefa de alcançar e apanhar comida, está associada principalmente a movimentos compensatórios. [Moon et al. \(2009\)](#) obtiveram o mesmo resultado para roedores com modelo de isquemia trombótica.

Um dos motivos que fazem a compensação ser tão influente na reabilitação motora pós-AVC, é o fato desta estar presente por um longo tempo na recuperação do paciente, acompanhando-o durante todas as fases da doença ([ZEILER; KRAKAUER, 2013](#)). Conforme discutido anteriormente, o mesmo não é válido para a recuperação real, cujos efeitos só são consensualmente aceitos como aplicáveis na fase aguda e subaguda (máximo de seis meses pós-AVC), ao passo que sua interferência na fase crônica ainda encontra controvérsias no meio acadêmico.

A compensação é naturalmente um modo de aquisição de habilidade motora. Em pessoas saudáveis, diz-se de um processo de “dominação dos graus de liberdade” (do inglês, *process of mastering degrees of freedom*). De acordo com [Bernstein \(1967\)](#), adquirir uma nova habilidade motora está associado à uma redução gradual do número de graus de liberdade empregados na execução da mesma, de tal maneira a otimizar a sinergia. Embora o sobrevivente de AVC compartilhe exatamente o mesmo processo, este deve empregá-lo para toda e qualquer AVD – até que o desempenho desejado seja atingido – ao passo que o indivíduo saudável deve fazê-lo apenas quando se empenha em aprender uma nova atividade (como jogar tênis, por exemplo) ([ZEILER; KRAKAUER, 2013](#)).

Além disso, outra diferença crucial está no fato de que ao tentar realizar movimentos, dada a não integralidade das suas funções neurológicas motoras, o paciente com lesão cerebral de certa severidade encontra uma série de dificuldades, das quais pode-se citar a fraqueza em músculos específicos ([BOURBONNAIS; NOVEN, 1989](#)), anormalidade no

tônus muscular (LANCE, 1980; BURKE, 1988; WIESENDANGER,) e nas sinergias de movimento (TWITCHELL, 1951; BRUNNSTRÖM, 1970; BOBATH, 1990) ou ainda, a perda de coordenação interarticular (LEVIN, 1996).

Como consequência de tais percalços encontrados no momento da execução de atividade motora, o paciente é levado a recrutar todos os grupos musculares e articulações que puder contar, mesmo que o resultado final em termos de movimentação, difira do padrão normal (saúdável).

Para ilustrar este processo pode-se recorrer à um exemplo de estratégia de compensação bastante comum entre sobrevivente de AVC: os Padrões Sinérgicos em Massa (ou, *Synergistic Movements*). Tais padrões estão presentes no momento em que o paciente utiliza o membro parético (membro cujas funções motoras foram afetadas pela lesão cerebral), quando, por exemplo, observa-se um acoplamento da abdução do ombro com a flexão do cotovelo, ou então a utilização do tronco para facilitar tarefas de maior alcance (CIRSTEA; LEVIN, 2000). De uma maneira geral, a estratégia proporciona o acoplamento de articulações, o que resulta na diminuição no número de graus de liberdade a ser controlado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) e, conseqüentemente, facilita a realização da tarefa.

Utilizando novamente a TCI como exemplo, Kitago et al. (2013) afirmam que tal terapia age estimulando o paciente a encontrar estratégias de movimento alternativas para realizar tarefas com os membros superiores o que, em geral, resulta na reprodução de Padrões Sinérgicos em Massa já bem determinados na literatura.

2.1.2 Reabilitação de Movimento Isolado ou Funcionalidade

Os processos de compensação e recuperação real, discutidos na seção anterior, resumem-se em tentativas de explicar mecanismos internos do cérebro, através dos quais a reabilitação motora acontece. Para tanto, é necessário dialogar com sensíveis transformações à nível cognitivo (no desenvolvimento de novas estratégias de movimento) ou, até mesmo, morfológico (decorrente da reorganização ou plasticidade cerebral).

Tais processos são, no entanto, conseqüências internas de ações externamente impostas (ZEILER; KRAKAUER, 2013). Ao ampliar-se um pouco a percepção no campo da hierarquia da aprendizagem motora, percebemos que as referidas ações externas dizem respeito às terapias, tratamentos e treinamentos aos quais os pacientes são submetidos. A análise destas intervenções de reabilitação também merece atenção especial já que podem seguir diferentes metodologias que representam potenciais resultados bastante distintos entre si.

A mais importante distinção que deve ser feita neste campo é com relação à abordagem da terapia. Pode-se dizer que existem duas possibilidades: (i) focar na execução

de uma determinada tarefa que, conseqüentemente, levará à reabilitação do movimento do membro afetado; ou, invertendo a lógica, (ii) buscar a recuperação da funcionalidade mediante a reabilitação do movimento isolado. Masia et al. (2007) utilizaram a terminologia *Top-down* e *Bottom-up*, respectivamente, para descrever as duas estratégias terapêuticas. Na terminologia em português, uma possibilidade é encontra-las designadas por reabilitação de movimento isolado ou de funcionalidade.

Reabilitação de movimento isolado (*Bottom-up*)

Na abordagem *Bottom-up*, uma determinada AVD é decomposta em seus movimentos básicos e então estes são treinados repetitiva e isoladamente. Assume-se, portanto, que a melhora no desempenho dos movimentos associados à uma atividade, conseqüentemente leva ao avanço clínico na tarefa que emerge da combinação dos mesmos (MASIA et al., 2007). Como exemplo, considera-se um paciente que encontra dificuldade em escovar os dentes. Focando apenas na ação do braço, pode-se isolar dois movimentos principais que ocorrem simultânea e coordenadamente: a flexão/extensão de ombro e cotovelo. De acordo com a terapia baseada na abordagem *Bottom-up*, exercitar ambos os movimentos isoladamente, fará com que o paciente experimente uma melhora na habilidade final, ou seja, de escovar os dentes.

Kabat é um exemplo de terapia desenvolvida sob este prisma (KABAT; KNOTT, 1953). O método integra o grupo da Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, ou seja, através do envolvimento de nervos, músculos e sensores proprioceptivos¹, busca facilitar a mecânica do movimento corpóreo em aspectos como o aumento ou recuperação da potência muscular, velocidade de execução, precisão ou função estabilizadora.

Os exercícios típicos de uma seção de fisioterapia que utiliza o método Kabat, não mimetizam uma função ou atividade diária específica, mas incluem a repetição de posturas e movimentos que os compõem, que então são guiados mecânica ou apenas verbalmente, pelo fisioterapeuta (DUTTON, 2009).

Na literatura é possível encontrar resultados positivos provenientes da aplicação do método Kabat – ou de outros do grupo da Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva –, porém sempre apontam para melhoras significativas em características específicas de movimentos, principalmente na força e amplitude de alcance (MAREK et al., 2005). Ao se avaliar o impacto de tais resultados positivos nas AVD, os estudos e evidências diminuem, como mostra Chaturvedi (2017) em uma revisão sistemática recente.

Há alguns argumentos que podem ajudar a entender o aparente insucesso das terapias *Bottom-up*, na transferência dos resultados em movimentos isolados para funcionalidades. O primeiro está associado ao princípio da Adaptação Específica a Demandas

¹ Sensores proprioceptivos são receptores sensitivos que fornecem informações a respeito de movimento e posicionamento corpóreo

Impostas (ou, simplesmente, SAID - *Specific Adaptation to Imposed Demands*), segundo o qual, ganhos do treinamento são específicos para o movimento que é treinado (SALE; MACDOUGALL, 1981). Embora tal princípio seja mais difundido no meio esportivo, este confronta diretamente a base na qual se sustenta a estratégia das terapias *Bottom-up* de reabilitação, com vista para benefícios nas AVD. O segundo argumento diz respeito à natureza das AVD que são, em grande parte, bimanuais. Ao segmentar a atividade, as terapias *Bottom-up* terminam por exercitar um membro de cada vez, não lidando com a sinergia de movimento característica de atividades bimanuais. De fato, alguns estudos presentes na literatura sugerem ser limitada a transferência das funções unimanuais para bimanuais (NOZAKI; KURTZER; SCOTT, 2006).

Reabilitação de funcionalidade (*Top-down*)

As terapias baseadas na estratégia *Top-down* ou *task-oriented*, são chamadas de treino orientado à tarefa, em uma das suas traduções em português mais difundidas na literatura. Estas representam 51% das seções de reabilitação de membros superiores (LANG et al., 2009).

Como as terminologias sugerem, a principal característica da abordagem funcional é praticar atividades reais, que mimetizam as funções mais usuais do dia-a-dia. Assim, se por um lado, na abordagem anterior, falava-se em contração de músculos ou rotação de articulações, nesta metodologia foca-se em qualidades como a consistência, sinergia e eficiência dos movimentos como um todo.

Uma vez que os exercícios são inspirados em AVD, consequentemente podem herdar a sua característica predominantemente bimanual. Este é o caso dos treinamentos que envolvem alcançar e apanhar objetos, por exemplo (RENSINK et al., 2009). Por outro lado, é possível que apenas atividades unimanuais sejam estimuladas como ocorre com a já mencionada TCI. No entanto, nestes casos, treina-se AVD que em situações reais também seriam executadas por apenas uma mão/braço. Estendendo-se os exemplos para os membros inferiores, pode-se citar os treinamentos de marcha, em bicicletas ergométricas ou mesmo os, largamente utilizados, exercícios *sit-to-stand* (RENSINK et al., 2009).

Há uma grande quantidade de estudos na literatura que apresentam evidências para os benefícios das terapias *task-oriented* (RENSINK et al., 2009; BOSCH et al., 2014; KUMAR; OSTWAL, 2016). Veerbeek et al. (2014) concluíram, através de uma revisão sistemática envolvendo 467 RCTs, que há fortes indícios que permitem incluir a característica funcional das terapias como uma das mais importantes e relevantes na obtenção de resultados expressivos com fisioterapia motora pós-AVC. Yoo e Park (2015), avaliaram os impactos da reabilitação de função para as mãos, nas AVD de 32 pacientes com AVC em fase crônica, e concluíram pela eficácia da abordagem. Já em outro estudo conduzido por Park (2016), o autor demonstrou que há aumento da ativação muscular

nos membros superiores de pacientes com AVC crônico, após 2 semanas de reabilitação de função (5 vezes por semana, 30 minutos por dia). Tais estudos concordam com a proposta da abordagem funcional segundo a qual a melhora nos membros individualizados emerge do treinamento da funcionalidade.

2.1.3 Treinamento Unilateral e Bilateral

Ao longo da seção anterior, na qual foram apresentados alguns exemplos de terapias sob a ótica do foco dado à reabilitação, a questão da lateralidade do treinamento foi mencionada em algumas ocasiões. Em resumo, ao se propor a reabilitação de um movimento isolado, pode-se fazê-lo treinando ambos os membros ou apenas aquele que sofreu lesão. Da mesma forma, a reabilitação de funcionalidade irá recrutar um ou dois membros a depender da função que se deseja reestabelecer.

Exposto da forma como está no parágrafo acima, a escolha entre um treinamento unilateral ou bilateral parece ser irrelevante e não contar com argumentos próprios que possam contribuir para a decisão entre ambos. Contudo, ao contrário do que parece, os dois tipos de treinamentos podem produzir resultados clínicos e, até mesmo, neurofisiológicos bem diferentes, conforme demonstram alguns estudos da literatura ([WALLER; WHITALL, 2008](#)) cujos resultados serão o foco de discussão nos parágrafos a seguir.

A investigação acerca do tema da lateralidade encontra justificativa no importante fato de que a grande maioria das atividades desenvolvidas no dia-a-dia por qualquer indivíduo saudável utiliza as duas mãos e braços, seja desempenhando funções idênticas e espelhadas (como levantar uma caixa grande ou empurrar um carrinho de supermercado) seja realizando tarefas complementares e coordenadas o que, a propósito, é muito mais comum do que a primeira alternativa (por exemplo, ao abrir um pote com tampa, uma das mãos deve estabiliza-lo enquanto a outra segura a tampa e faz um movimento de giro) ([KILBREATH; HEARD, 2005](#)).

Os exemplos citados ilustram, respectivamente, uma função bimanual simétrica e outra assimétrica ([KANTAK; JAX; WITTENBERG, 2017](#)). Movimentos simétricos são caracterizados por extensão e flexão simultânea dos membros homólogos, através da ativação síncrona dos grupos musculares correspondentes, ao passo que movimentos assimétricos recrutam músculos não-homólogos, de forma simultânea ou não ([KANTAK; JAX; WITTENBERG, 2017](#)). Além desta classificação, outras também são empregadas para, por exemplo, diferenciar características temporais (movimentos em fase ou anti-fase ([JOHANSSON et al., 2006](#))) ou associadas à contextualização do objetivo da tarefa (objetivo comum ou independente; ([KANTAK; JAX; WITTENBERG, 2017](#))). Este tipo de divisão por classes se mostra importante uma vez que a consolidação do material da literatura que versa sobre atividades bimanuais demonstra haver uma grande diversidade de processos e mecanismos envolvidos neste tema e, portanto, a distinção por características

espaço-temporal da execução, ou relacionadas ao objetivo da ação, facilitam a investigação. Alguns estudos, por exemplo, demonstram que tarefas bimanuais simétricas são, em geral, mais simples e estáveis do que aquelas classificadas como assimétricas (KELSO, 1984; LEWIS; BYBLOW, 2004; SWINNEN, 2002; SWINNEN; WENDEROTH, 2004); outros apresentam evidências que distinguem ambos os tipos por suas específicas dinâmicas de ativação cerebral (LONG et al., 2016; PEREZ; BUTLER; TAYLOR, 2014; TAZOE et al., 2013).

A despeito da sua maior frequência em AVD, os estudos que exploram tarefas bimanuais costumam ser menos frequentes na literatura do que aqueles que focam em tarefas unimanuais (KANTAK; JAX; WITTENBERG, 2017). Uma hipótese que está implícita neste desbalanço (e que pode parcialmente justificá-lo) é a suposição de que o treinamento unilateral é capaz de melhorar os resultados em ambos os tipos de funções, uni e bimanuais (KANTAK; JAX; WITTENBERG, 2017). Alguns autores, porém, contestam este argumento. Um exemplo é o estudo de Nozaki, Kurtzer e Scott (2006) no qual indivíduos foram treinados para executar uma tarefa unimanual seguida de outra, bimanual, que consistiam em realizar repetidamente o movimento de extensão e flexão do cotovelo, submetido a um campo de força resistivo dependente da velocidade (no caso da atividade bimanual, apenas um dos membros era submetido ao campo de força). Ao mensurar a adaptação após a remoção do campo² observou-se que apenas parte do aprendizado adquirido durante a tarefa unimanual foi transferido para a porção bimanual subsequente (NOZAKI; KURTZER; SCOTT, 2006).

Já em outro estudo, mais recente e com participação do mesmo autor, demonstrou-se um contexto em que o treinamento unimanual de fato pode beneficiar as atividades bimanuais (HAYASHI; NOZAKI, 2016). Neste caso, realizando uma tarefa motora muito semelhante à do estudo anterior, os participantes foram primeiramente submetidos à uma prática bimanual, seguido de um período apenas com treinamento da parcela unimanual e, finalmente, voltaram a usar os dois membros. Os resultados demonstraram que o desempenho deste grupo foi melhor se comparado ao grupo controle, cuja intervenção contou apenas com treinamento bimanual, do início ao fim. A conclusão é que a porção unimanual que intercalou as fases bimanuais, teve um efeito positivo no aprimoramento da execução final da atividade. Complementarmente, em um segundo experimento deste mesmo estudo, ao avaliar o efeito reverso, ou seja, verificando se a atividade bimanual poderia beneficiar movimentos com apenas um dos membros, os autores também encontraram efeitos positivos (HAYASHI; NOZAKI, 2016).

No âmbito da aprendizagem motora (tema abordado em mais detalhes na próxima seção), este mesmo resultado é obtido nos estudos que exploram o fenômeno da generaliza-

² No capítulo sobre aprendizagem motora será descrito por que a adaptação à um certo campo de força muitas vezes é interpretada como um processo de aprendizagem.

ção. De maneira sumária, a generalização trata da habilidade de se transferir movimentos aprendidos com um membro para o outro, ou de uma sequência para outra nova, porém, similar. Diversos estudos demonstram que indivíduos que treinam para executar uma determinada atividade com uma mão, podem executar mais rápido e melhor a mesma atividade com a outra mão, quando comparado com os resultados iniciais do primeiro membro (GABITOV; MANOR; KARNI, 2015; GRAFTON; HAZELTINE; IVRY, 2002). Contudo, embora um movimento aprendido isoladamente possa ser generalizado e, portanto, transferido para o outro membro, o mesmo resultado não é observado quando uma sequência de movimentos bimanuais é treinada e depois executada novamente apenas por uma de suas parcelas laterais. Neste caso, os participantes apresentam desempenho comparável ao grupo que apenas executou a atividade unimanual (YOKOI; BAI; DIEDRICHSSEN, 2016).

Embora aparentemente controversos e inconclusivos, os resultados expostos até aqui com relação à transferência de habilidades uni para bimanual e vice-versa, reforçam a ideia de que treinamentos de diferentes lateralidades podem ser complementares em contextos característicos e para objetivos específicos. O que parece claro é que não se pode ignorar as diferenças nos processos de aprendizado ou de execução motora, associados aos dois tipos de função. Muitos resultados apontam para a compreensão de que uma ação bimanual não pode ser interpretada ou entendida pela simples sobreposição dos movimentos executados individualmente por cada um dos membros homólogos envolvidos, portanto, ainda que cada um esteja sujeito à uma demanda de força e movimentação própria, parece haver um forte acoplamento entre os membros quando ambos agem em conjunto (WALLER; WHITALL, 2008). À nível neurofisiológico, alguns estudos demonstram que o treinamento bilateral recruta áreas corticais específicas no cérebro que são diferentes da simples combinação daquelas observadas quando os membros são controlados separadamente. Por exemplo, mais de um autor apresentou resultados que demonstram que uma porção de neurônios da área suplementar motora – tradicionalmente associada à movimentos bimanuais (BRINKMAN, 1984) – está ativa durante a prática de tarefas com ambos os membros, mas não quando os mesmos movimentos são executados unilateralmente (DONCHIN et al., 1998; KAZENNIKOV et al., 1999; TANJI; OKANO; SATO, 1988). De maneira complementar, através de ressonância magnética funcional, um outro estudo reportou atividade no córtex M1 exclusivamente durante a execução de movimentos bimanuais (TOYOKURA et al., 1999).

Apesar dos resultados mencionados acima terem sido, em sua grande maioria, obtidos em grupos de pessoas saudáveis, alguns autores acreditam que seria razoável supor os mesmos correlatos neurais e consequentes implicações funcionais para indivíduos que tenham sofrido algum tipo de lesão cerebral motora (WALLER; WHITALL, 2008). Um exemplo que sugere resultados funcionais semelhantes entre ambos os grupos, é o estudo de Waddell et al. (2017) no qual utilizou-se dispositivos para medir a atividade dos membros parético e contralateral e inferiu-se sobre a contribuição de cada um nas

tarefas do dia-a-dia, antes e depois de uma intervenção unilateral (WADDELL et al., 2017). A despeito dos ganhos significativos em desempenho motor unimanual – mensurados a partir de testes padronizados e reconhecidos, como ARAT e WMFT (respectivamente, do inglês, *Action Research Arm Test* e *Wolf Motor Function Test*) –, as medidas da atividade de cada membro nas tarefas executadas fora da clínica de reabilitação, revelaram que a contribuição do membro parético não aumentou significativamente após as 8 semanas de intervenção (WADDELL et al., 2017). Este resultado é contrário à premissa assumida até então que defendia que a redução na contribuição do membro prejudicado nas AVD estava associada à sua perda de desempenho motor e, portanto, ao se reestabelecer a capacidade unimanual, consequentemente, as tarefas bimanuais seriam executadas com maior frequência (BEER; DEWALD; RYMER, 2000; ROH et al., 2013; ROH; RYMER; BEER, 2015; WAGNER et al., 2006). Em comparação com o estudo de Nozaki, Kurtzer e Scott (2006) em pessoas saudáveis, ambos os resultados corroboram com a hipótese de que a melhoria na performance unimanual não se converte necessariamente em ganhos no desempenho bimanual, e sugerem existirem distintos mecanismos por trás dos dois tipos de atividade.

Dominância de mão

O contexto das tarefas bimanuais é muitas vezes relacionado ao conceito de *dominância de mão*, que diz respeito à forma como um certo indivíduo prefere naturalmente uma mão à outra ao desempenhar diversas atividades do dia-a-dia (OLDFIELD, 1971). Esta é uma das mais conhecidas e estudadas manifestações de comportamento motor assimétrico. Embora não haja consenso na literatura acadêmica, sobre a origem de tal fenômeno, alguns autores sugerem estar intimamente associado às diferenças hemisféricas do cérebro humano (GESCHWIND, 1975; TOGA; THOMPSON, 2003).

Embora neste âmbito seja comum que indivíduos se autodeclarem de acordo com três classificações básicas - *canhoto*, *destro* ou *ambidestro* – e que o critério para tanto seja baseado majoritariamente em atividades que sejam executadas apenas com uma mão (como escrever, apanhar algo ou arremessar uma bola), a dominância de mão é algo complexo que requer tanto escalas mais ricas e largas quanto métodos mais elaborados para que seja definida. Um exemplo de ferramenta criada com esta finalidade e brandamente utilizada na literatura é o Questionário de Lateralização, melhor expresso por seu nome original *The Edinburgh Inventory* (OLDFIELD, 1971). Este método utiliza a resposta sobre a preferência de mão de um certo indivíduo em 12 AVD, para calcular um Índice ou Quociente de Lateralidade (LQ, *Laterality Quotient*) que pode variar de -100 (completamente canhoto) à 100 (completamente destro).

Ainda que possua a vantagem de rapidamente fornecer uma medida quantitativa sobre a dominância de mão de uma população grande de indivíduos, é consensual que o

Questionário de Lateralização não é uma ferramenta ideal, principalmente por basear-se em medidas qualitativas sujeitas às subjetividades inerentes das respostas do questionário. De fato, há uma tendência de que as pessoas, de um modo geral, caracterizarem-se como “mais destros” ou “mais canhotos” do que realmente são (OLDFIELD, 1971). Alternativas menos subjetivas para a classificação da dominância de mão utilizam, por exemplo, a medida da maior frequência em que um determinado indivíduo pode teclar com um dedo ou a própria força de preensão de cada uma das mãos (COREY; HOPTURLEY; FOUNDAS, 2001).

Independentemente da metodologia que se utilize, para que se tenha uma medida que realmente reflita a condição real de lateralização de certo indivíduo é preciso que se considere a preferência de mão ao executar atividades tanto uni como bimanuais. Este fato sugere que a dominância de mão não é unidimensional, mas depende da atividade que se executa (COREY; HOPTURLEY; FOUNDAS, 2001). Franz et al. (2001), por exemplo, demonstraram que a mão dominante não é necessariamente a mão que conduz quando indivíduos executam a atividade simultânea de desenhar círculos com ambas as mãos. Adicionalmente, embora não consensual, alguns autores argumentam que em tarefas bimanuais, a lateralidade não se expressa como seria esperado, em alguns casos, nem mesmo podendo ser identificada durante a realização deste tipo de atividade (WALLER; WHITALL, 2008).

2.2 Aprendizagem Motora como Mecanismo de Reabilitação

2.2.1 O Âmbito da Aprendizagem Motora

Na seção sobre recuperação real, fez-se distinção entre os processos desencadeados por um mecanismo natural do corpo humano e outro decorrente da prática motora o que, por fim, entende-se como sendo um processo de recuperação dependente do aprendizado³. De fato, é válida a interpretação de que durante uma determinada terapia, o paciente é guiado para a reaquisição de habilidades motoras perdidas e, paralelamente a este processo, o SNC adota os mesmos mecanismos que os utilizados outrora para o aprendizado de um novo movimento (WARRAICH; KLEIM, 2010). Embora seja provável que a plasticidade decorrente de aprendizado (do inglês, *learning-dependent plasticity*) difira em alguns aspectos ao se dar em ambientes cerebrais lesionados ou intactos, o estudo deste fenômeno em indivíduos saudáveis pode fornecer importantes conclusões que em boa medida e sob circunstâncias conhecidas podem ser extrapoladas para pacientes de lesão cerebral com acometimento motor (WARRAICH; KLEIM, 2010). É a partir deste entendimento que justifica-se o investimento na compreensão do campo da *aprendizagem* – seja em pacientes, como em pessoas saudáveis – quando se aborda o estudo da recuperação motora em indivíduos debilitados.

³ Ver seção anterior sobre Recuperação real *versus* Compensação.

Entretanto, tal investigação está longe de ser trivial. As pesquisas científicas que exploram o grande tema da aprendizagem motora em geral têm focado em formas mais elementares do processo, como por exemplo, a adaptação de um determinado movimento à uma certa perturbação visual ([HELMHOLTZ, 1867](#)). Uma ocasião moderna que ilustra o exemplo citado e que tem grande chance de já ter sido experimentada por um largo número de pessoas, é quando se utiliza o mouse de um computador alheio e este se encontra ajustado para uma sensibilidade ao movimento diferente daquela a que se está acostumado. No primeiro movimento que se faz, nota-se uma clara discrepância entre o que era desejado para o cursor e o que foi realmente observado. Tão logo isso é percebido, faz-se pequenos ajustes ao movimento que, em um curto intervalo de tempo, corrigem a resposta e tornam confortável o controle do dispositivo. Diz-se deste processo, adaptação motora. Além de ser utilizada para ajustar o uso de novas ferramentas, há uma série de outros motivos pelos quais é importante que o corpo humano conte com um mecanismo de rápida e fácil recalibração. Um exemplo importante pode ser encontrado na necessária adequação de controle às mudanças de tamanho nos membros do corpo produzidas pelo crescimento ao longo dos primeiros anos de vida, ou para ajustar-se às alterações em força e rigidez nos músculos causadas pela idade ou por fadiga ([ENOKA; STUART, 2017](#); [GANDEVIA, 2001](#)).

Ainda que a adaptação seja entendida como um elemento importante dentro do processo de aprendizagem, este tipo de investigação não é o único que pode fornecer informações necessárias para o entendimento de toda a complexidade própria dos mecanismos de aquisição de novas tarefas e habilidades motoras do mundo real. Em uma recente revisão da literatura, [Krakauer et al. \(2019\)](#) propõem que o processo de aprendizado motor pode ser dividido em três componentes, desde a intenção do movimento até a sua execução efetiva ([WONG; HAITH; KRAKAUER, 2015](#)). São estes: (1) formação de um objetivo de movimento ([PASSINGHAM; WISE, 2012](#)); (2) seleção de um conjunto de ações apropriadas para a sua execução; e (3) execução da ação selecionada. A Figura 3, extraída deste mesmo trabalho, organiza estes componentes de forma hierárquica e os combina à diferentes tarefas experimentais nas quais pode-se observar algum tipo de aprendizado.

O esquema apresentado sugere que ao estudar o processo de adaptação, lida-se principalmente com a componente que trata da seleção da ação e, em menor escala, com a própria execução. Contudo, a fim de entender todo o processo pelo qual uma determinada ação motora é aprendida, seria preciso avançar para outros contextos em que tipos distintos de aprendizado são observados. Por exemplo, para entender um pouco sobre a formação do objetivo da ação, seria possível propor o estudo de situações que demandam a execução de um movimento completamente novo, processo referido algumas vezes por aprendizado *De Novo* ([KRAKAUER et al., 2019](#)). Nesta altura é importante e crucial que se diferencie os processos *De Novo* e de adaptação, uma vez que, neste último, uma determinada ação motora já bem estabelecida é ajustada para compensar uma certa perturbação, portanto

Figura 3 – Segundo [Krakauer et al. \(2019\)](#), o processo de aprendizagem motora pode ser dividido em três componentes: (1) formação de um objetivo de movimento (*Goal Selection*); (2) seleção de um conjunto de ações apropriadas para a sua execução (*Action Selection*); e (3) execução da ação selecionada (*Action Execution*). O esquema da figura liga os diferentes tipos de aprendizagem motora aos respectivos componentes aos quais estes estão associados.

Fonte – [Krakauer et al. \(2019\)](#)

não trata da aquisição de um movimento completamente novo ([STERNAD, 2018](#)).

Um outro importante contexto de aprendizagem que engloba muitas atividades do dia-a-dia ou tarefas experimentais, se refere a execução de sequências motoras ([KRAKAUER et al., 2019](#)). Por sequências, pode-se entender um conjunto de ações realizadas discretamente para completar uma determinada tarefa – por exemplo, o passo-a-passo de uma receita de um bolo – ou uma sequência realizada sem interrupção de maneira a formar um único e contínuo movimento. A ideia de que uma certa função motora pode ser desmembrada em alguns segmentos de movimentos isolados já foi discutida anteriormente em outra seção desta fundamentação teórica e tratada como controversa⁴. De fato, não há consenso sobre esta hipótese e são justamente os estudos em aprendizagem de sequências que são geralmente empregados como ferramenta para investigar questões como esta.

Finalmente, há um outro contexto de aprendizagem além dos anteriores mencionados, o qual se caracteriza pelo ganho de acuidade e precisão em um certo movimento a partir da sua prática e treinamento. A acuidade motora (do inglês, *motor acuity*) está unicamente associada à execução da ação, cujo desempenho em qualidade pode ser medido através da redução na variabilidade do movimento o que se reflete em trajetórias mais suaves e movimentos mais estereotipados. Exemplos de estudos, com animais, medindo

⁴ Ver seção Reabilitação de Movimento Isolado ou Funcionalidade.

tais características podem ser encontrados nos trabalhos de (ALLRED et al., 2008; NUDO et al., 2018), utilizando ratos em tarefas de agarrar objetos, ou de (GEORGOPOULOS; KALASKA; MASSEY, 2017), com macacos, em atividades de alcançar. A dinâmica neural observada durante o processo de aprendizagem que leva ao aumento da acuidade motora revela uma característica importante que diferencia este contexto dos outros apresentados até o momento (KRAKAUER et al., 2019). Alguns estudos em animais (PETERS; LIU; KOMIYAMA, 2017) e também em humanos (SHMUELOF; KRAKAUER; MAZZONI, 2012; SHMUELOF et al., 2014) sugerem que o aprendizado de tarefas que resultam em maior acuidade na preensão de mão ou controle de punho, está correlacionado à região cerebral do córtex motor primário. Esta região é, no entanto, a mesma onde os próprios movimentos se originam. Este fato é bem diferente em situações de aprendizagem associadas à adaptação ou aprendizado *De Novo* e sequencias, uma vez que nestes casos as regiões cerebrais comumente associadas são, respectivamente, o cerebelo, núcleos de base e córtex pré-frontal, as quais não são capazes de produzir estímulos que geram movimento (KRAKAUER et al., 2019).

2.2.2 Paradigmas Experimentais

Independentemente do contexto de aprendizagem, a investigação dos mecanismos pelos quais os processos acontecem é em grande parte feita através de protocolos experimentais baseados em diferentes tarefas motoras (para uma revisão sistemática, ver (KRAKAUER et al., 2019)). Alguns destes protocolos, porém, foram repetidos muitas vezes ao longo dos anos por inúmeros autores uma vez que demonstraram ter grande potencial com relação aos resultados produzidos e a possibilidade de obter respostas para questões chave. Frequentemente refere-se a este grupo de experimentos bem estabelecidos como *paradigmas experimentais*, uma vez que são aceitos como modelo ou padrão, dentro de seus respectivos contextos. Nesta subseção apresenta-se brevemente alguns deste paradigmas que estão entre os mais importantes ou difundidos.

1. **Paradigmas em adaptação motora:** A ideia central por trás dos paradigmas que buscam acessar o processo de adaptação motora é gerar situações que produzam erros inesperados e, como consequência, irão requerer que o sistema motor se ajuste baseado nos desvios observados (KRAKAUER et al., 2019). Uma maneira comum de fazer isso é modificando a dinâmica perceptiva de um certo indivíduo, como é feito em um dos exemplos mais remotos deste tipo de experimento, utilizando-se óculos prismáticos para alterar o campo visual do participante, ao mesmo tempo que este deve realizar um deslocamento linear com uma das mãos (HELMHOLTZ, 1867). Como é evidente, a percepção alterada do indivíduo causada pelos óculos que deturpam a real distância de um alvo, levará à uma série de erros iniciais que serão compensados pelo processo de adaptação. Porém, uma vez que o período

transiente de adaptação na fase de aquisição costuma ser bastante curto, é comum que alternativamente se avalie o retorno da adaptação para o *baseline*, após a remoção da perturbação (processo algumas vezes chamado de de-adaptação e cujo resultado transitório é denominado *efeito tardio* ou, do inglês, *after effects*). De fato, alguns experimentos demonstram que os efeitos da adaptação também decaem na ausência de movimentos, apenas com o passar do tempo (CRISCIMAGNA-HEMMINGER; SHADMEHR, 2008; HADJIOSIF; SMITH, 2013; KITAGO et al., 2013; SING et al., 2009). Este fato parece sugerir um contraste entre a adaptação e o processo de aquisição de novas habilidades motoras, uma vez que o último caracteriza-se por ser demorado (podendo levar meses ou até anos) porém duradouro.

No âmbito dos dispositivos robóticos aplicados ao estudo da adaptação motora, o mais comum são dispositivos desenvolvidos de maneira a produzir um “campo de força” virtual e através do qual um indivíduo deve mover um membro adaptando-se a nova dinâmica imposta pelo ambiente (SHADMEHR; MUSSA-IVALDI, 1994).

2. **Paradigmas em aprendizagem de sequências:** este rol de paradigmas experimentais em geral debruça-se sobre a forma como uma série de ações discretas são executadas em uma ordem particular, avaliando, por exemplo, o tempo total de execução e observando como este fator é influenciado por alterações em certas características da tarefa (KRAKAUER et al., 2019). Uma das dificuldades em se interpretar os resultados deste tipo de experimento é desassociar de uma certa melhora em desempenho, as parcelas decorrentes do aprendizado da sequência (a qual se está interessado) e aquelas referentes ao ganho de habilidade motora em se executar cada um dos elementos que formam a sequência, individualmente (GHILARDI et al., 2009). Os protocolos mais comuns na literatura compreendem: (i) executar sequências simples de movimentos (pressionar teclas de um piano, por exemplo) em uma ordem específica e no menor intervalo de tempo possível (KAMI et al., 1995; KORMAN et al., 2003; KORNYSHEVA; DIEDRICHSEN, 2014; WALKER et al., 2003); (ii) reagir à um determinado estímulo com respostas motoras compatíveis à indicação mostrada – pode-se utilizar chutes (DU; CLARK, 2017; DU et al., 2017), movimentos de braços (GHILARDI et al., 2009; MOISELLO et al., 2009), entre outros; (iii) selecionar e executar rapidamente uma sequência previamente conhecida, mas escolhida entre outras possivelmente indicadas durante o experimento (VERWEY, 2001).
3. **Paradigmas em acuidade motora:** conforme mencionado anteriormente, a maioria dos paradigmas desenvolvidos para estudo da acuidade motora são voltados para experimentos com animais. Desta forma, ao comentar sobre estudos em acuidade motora feitos com seres humanos, não necessariamente trata-se de um *paradigma* no sentido descrito no início desta subseção, uma vez que a imaturidade deste tipo de estudo na literatura ainda não permite classificar um determinado protocolo

experimental como *paradigma*. Posto isso, dois trabalhos podem ser comentados a fim de ilustrar a característica deste tipo de estudo. O primeiro trata de um jogo virtual no qual o participante deve lançar uma bola que está suspensa por uma haste em uma trave central, e acertar um alvo, desviando de um obstáculo (MÜLLER; STERNAD, 2004). A posição e a velocidade do membro do indivíduo são registradas durante todo o movimento de lançamento. Estas duas medidas capturadas no momento exato em que este “solta” a bola virtual, determinam o seu desempenho final o qual é apresentado ao jogador a cada rodada. Os autores utilizaram as medidas cinemáticas capturadas com o passar do tempo e a consequente prática na atividade, para estudar a redução da variabilidade nos movimentos dentre outros aspectos que pudessem ajuda-los a inferir sobre o aprendizado envolvido no processo. Em um outro exemplo os participantes deveriam executar o movimento de flexão e extensão do punho, tendo seu movimento registrado por sensores 3D e procurando manter a amplitude destes movimentos dentro de certos limites (SHMUELOF; KRAKAUER; MAZZONI, 2012). Um monitor apresentava em tempo real a posição angular do punho do voluntário o que poderia realizar correções sempre que observa-se desvio do que era desejado. Neste estudo e em outros subsequentes, a variação da variabilidade, o ganho em desempenho da atividade e até mesmo imagens de ressonância magnética obtidas antes e depois das seções de treinamento, foram as medidas utilizadas para desenhar modelos de aprendizagem envolvidos na tarefa, com vista para as melhoras em acuidade dos movimentos (SHMUELOF et al., 2014).

2.3 Reabilitação Robótica Assistiva e Bimanual

Uma vez que a presente dissertação versa sobre o desenvolvimento de um novo dispositivo para estudo de aprendizagem em uma tarefa bimanual, mas que também pode ser explorado (em trabalhos futuros) em circunstâncias de reabilitação clínica, esta revisão também buscou englobar dispositivos desenvolvidos para ambos os fins. O objetivo desta seção não é apresentar uma revisão sistemática sobre o tema, cobrindo todos os dispositivos disponíveis comercialmente ou na literatura acadêmica. Busca-se apresentar os pioneiros, alguns dos mais amplamente utilizados e outros com bom material clínico disponível para análise. Uma revisão mais completa e ainda atual (embora publicada em 2012), pode ser conferida no trabalho de (VAN DELDEN et al., 2012).

No âmbito nacional, um importante trabalho que guarda semelhantes características com o que está sendo apresentado nesta dissertação, foi desenvolvido por Ribeiro (2004). Neste trabalho o autor desenvolve um dispositivo voltado para crianças com deficiência motora nas pernas, a partir da adaptação de uma bicicleta convencional e integrando o seu pedalar à um ambiente virtual e lúdico. Embora trate-se de um sistema voltado à reabilitação de membros superiores, este trabalho foi um dos pioneiros no Brasil à

vislumbrar o uso da bicicleta, bem como a integração com um sistema de retorno visual ao estilo de jogos, voltado para a recuperação de funções motoras. O dispositivo que se apresenta nesta dissertação inspira-se nos mesmos recursos e objetivos similares.

Na literatura internacional, pode-se encontrar sistemas para membros superiores que se assemelham ao que é apresentando aqui. Abaixo cita-se alguns dos mais importantes.

Hand-Object-Hand (H-O-H) (LUM; REINKENSMEYER; LEHMAN, 1993) – este é possivelmente um dos primeiros dispositivos propostos na literatura para treinamento bilateral e foi originalmente idealizado para pacientes que sofreram AVC. Para utilizá-lo o paciente deve posicionar as duas mãos entre duas placas cada uma, restringindo seus movimentos à apenas flexão e extensão dos punhos (Figura 4).

Figura 4 – ***Hand-Object-Hand (H-O-H)***. No detalhe, é mostrada a vista superior do dispositivo, indicando a posição do sensor de força e o local onde as mãos do usuário são posicionadas.

Fonte – Lum, Reinkensmeyer e Lehman (1993)

O dispositivo conta com um transdutor de força que registra a intenção de movimento do paciente e o auxilia (membro parético) conforme necessidade (no termo em inglês, *assisted-as-needed*). A proposta é que desta maneira fosse possível auxiliar o terapeuta durante sessões de fisioterapia convencionais, através da execução de protocolos de movimentação com ambos os membros, de forma rítmica e coordenada, em fase ou anti-fase. Apesar de seu caráter pioneiro, não foram encontradas publicações com resultados clínicos do uso deste aparato, tampouco evidências de que esta comercialmente disponível.

Mirror Image Movement Enhancer (MIME) (BURGAR et al., 2014) – este aparato de reabilitação utiliza um robô de manipulação comercial com atuadores de força na extremidade efetora por onde o paciente pode controlá-lo (Figura 5). A leitura de força alimenta o sistema de controle empregado tal como foi descrito para dispositivo H-O-H. Neste caso, porém, foca-se na reabilitação de ombro e cotovelo, ou seja, está associado à recuperação de função dos braços e não apenas das mãos. O membro menos afetado acopla-se à um suporte bastante semelhante ao que leva o membro parético, mas, neste caso, não há um robô envolvido, apenas um sistema para identificação da posição no espaço. O paciente é instruído a realizar um determinado movimento com o braço menos afetado e o robô auxilia no movimento do outro de forma espelhada.

Figura 5 – **Mirror Image Movement Enhancer (MIME)**.

Fonte – Burgar et al. (2014)

O MIME já foi submetido à testes clínicos randomizados (ou, do inglês, RCT - *Randomized Clinical Trial*) algumas vezes. Em um destes estudos (LUM et al., 2002), um total de 27 pacientes com AVC crônico, ao longo de 2 meses, foram submetidos a 24 sessões de 1 hora de terapia convencional (grupo 1) e terapia utilizando o MIME (grupo 2). Através de testes padronizados de avaliação de desempenho motor e funcionalidades, concluiu-se que o grupo 2 apresentou melhora mais significativa em todos os aspectos avaliados quando comparado ao primeiro grupo. Após 6 meses de acompanhamento pós-tratamento, porém, boa parte das diferenças entre os grupos já havia desaparecido. Resultados semelhantes, tanto com relação à superioridade da terapia assistida pelo dispositivo robótico quanto com relação à duração das diferenças observadas, também foram reportados por outras duas RCT (LUM et al., 2006; BURGAR et al., 2011).

Até o momento em que esta revisão foi realizada, o MIME não pôde ser encontrado comercialmente disponível.

Bimanual Handlebar (TRLEP; MIHELJ; MUNIH, 2012) – este dispositivo implementa

um guidão cujo eixo de rotação pode transladar para frente e para trás (Figura 6). Os movimentos de giro e de translação podem ser resistidos ou facilitados (segundo o conceito de campo de força, apresentado na seção anterior) de maneira a criar cenários de adaptação que podem ser estudados do ponto de vista de aprendizagem motora do campo bimanual. O *Bimanual Handlebar* possui sensores de força de 6 graus de liberdade que mensura a força de rotação, mas não pode medir a preensão de mão dos usuário. Uma atividade é executada de forma interativa através de um monitor de LCD preso ao guidão. Até o momento desta revisão, nenhuma RCT havia sido publicada. No entanto, o dispositivo foi explorado do ponto de vista de aprendizagem motora bimanual, avaliando-se a transferência de aquisição de uma habilidade unimanual para outra bimanual (TRLEP; MIHELJ; MUNIH, 2012). O que é relevante para o presente trabalho é que utiliza-se avaliação cinética e cinemática durante a análise dos resultados, muito embora a preensão de mão não seja medida ou analisada.

Figura 6 – *Bimanual Handlebar*.

Fonte – Trlep, Mihelj e Munih (2012)

Bi-Manu-Track (HESSE et al., 2003) – este dispositivo é utilizado com o paciente sentado e com os dois braços (também permite utilização unilateral) acomodados em suportes de espuma e tendo seus movimentos restringidos à supinação e pronação do antebraço e flexão e extensão do punho (Figura 7). O aparato pode funcionar tal qual foi descrito para o MIME, em um protocolo de movimentos espelhados onde o dispositivo atua para auxiliar o membro mais afetado a movimentar-se de maneira simétrica ao movimento do membro menos afetado. No entanto também funciona com a condição puramente passiva - onde ambos os membros movimentam-se sem auxílio mas superando uma resistência imposta pelo dispositivo – ou totalmente ativa - na qual o sistema auxilia ambos os membros.

No trabalho original de apresentação do aparato, 12 pacientes de AVC crônico são submetidos à um protocolo diário de 15 minutos de utilização do dispositivo (nos três

Figura 7 – *Bi-Manu-Track*.

Fonte – [Hesse et al. \(2003\)](#)

modos de operação), por 3 semanas ([HESSE et al., 2003](#)). Uma avaliação de espasticidade muscular feita ao final deste período mostrou haver redução significativa no tônus muscular dos dedos e punho. Contudo, além de não haver grupo controle para comparação, em avaliações de acompanhamento após o tratamento, observou-se retorno para a condição inicial passados 3 meses.

O Bi-Manu-Track conta com um relativo grande número de estudos que o utilizam em RCT. Alguns destes trabalhos incluem: a comparação do uso do dispositivo com a técnica de Estimulação Elétrica Funcional (em inglês, *Functional Electrical Stimulation*, ou FES), em pacientes com AVC agudo ([HESSE et al., 2005](#)); a utilização do dispositivo em conjunto com a técnica de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (em inglês, *Transcranial Direct-Current Stimulation*, ou tDCS), também em pacientes com AVC agudo ([HESSE et al., 2011](#)); ou a comparação da terapia com o aparato com outra convencional, utilizando doses compatíveis de tratamento em pacientes com AVC na fase crônica ([LIAO et al., 2012](#)). No primeiro e último estudos, nos quais houve comparação dos resultados obtidos pelo dispositivo com outra técnica, reportou-se maior índice em resultados funcionais fazendo-se o uso do Bi-Manu-Track. No segundo estudo, a combinação das técnicas também resultou em melhora funcional, mas nenhum efeito persistiu após 3 meses de acompanhamento pós-tratamento.

A despeito destes e de outros estudos disponíveis na literatura, fazendo uso do dispositivo e submetendo-o à testes clínicos randomizados, nesta revisão não foram encontrados trabalhos fazendo menção à resultados que foquem em aprendizagem motora uni ou bimanual.

3 Descrição do Sistema

Como parte deste trabalho, propõem-se o desenvolvimento de um dispositivo de treinamento e monitoramento de reabilitação de sobreviventes de AVC (bem como outras doenças neurológicas com acometimento motor), o qual emula o funcionamento do guidão de uma bicicleta.

Como será visto nos próximos capítulos, os experimentos e testes realizados são feitos exclusivamente em pessoas típicas e com vista para a avaliação da biomecânica de cooperação entre membros superiores durante a realização de uma tarefa bimanual que envolve aprendizagem motora. O caráter reabilitatório do equipamento será objetivo de investigação de trabalhos futuros, como é melhor descrito no capítulo Conclusão desta dissertação.

A Figura 8a apresenta os elementos básicos do dispositivo que foi construído: um guidão instrumentado cujo eixo é diretamente acoplado à um motor de corrente contínua (ou motor DC, do inglês, *Direct Current*) e um monitor para interação do usuário com a atividade virtual proposta.

O motor DC é controlado (ver seção 3.3 Arquitetura de Controle para detalhes do sistema de controle adotado) de maneira a facilitar o movimento do usuário, compensando o atrito do sistema e, conseqüentemente, reduzindo a percepção da resistência ao giro; ou, contrariamente, pode produzir diferentes campos de força que se opõem ao movimento¹.

Através do monitor, o participante tem um retorno visual daquilo que se está controlando além de receber as instruções do que deve ser feito².

O guidão instrumentado é composto por 6 células de carga (3 de cada lado, dispostas simetricamente) e montadas em posições e orientações distintas de maneira a obter a medida de diferentes forças de interação (Figura 8b). Na Figura 8c é esquematizado o funcionamento, discriminando-se cada uma das forças medidas: força de preensão palmar de ambas as mãos, forças transversais que produzem o torque de giro e forças perpendiculares ao plano de rotação, relacionadas à sustentação de cada membro.

Nas próximas subseções serão apresentados os detalhes da construção mecânica, eletrônica e digital do dispositivo.

¹ Ver seção 2.2.2 Paradigmas Experimentais, no capítulo de Fundamentação Teórica, para uma revisão sobre paradigmas experimentais que se valem da aplicação de campos de força no estudo da aprendizagem motora.

² Ver capítulo 5 Protocolo Experimental para mais detalhes da atividade testada neste trabalho.

Figura 8 – Apresentação e detalhamento do dispositivo desenvolvido. a) Elementos básicos: guidão instrumentado acoplado diretamente à um motor DC, e um monitor para interação visual; b) O guidão instrumentado é composto por 6 células de carga (3 de cada lado). A imagem mostra o lado esquerdo do guidão com as células de carga montadas em posições e orientações diferentes, de forma a medir forças de interação distintas; c) A célula de carga montada mais ao centro do guidão pode medir a força transversal (FT), aplicada para produzir giro do conjunto. O carregamento na célula do centro é produzido pela força perpendicular (FS) ao plano de giro, e esta associado à sustentação do membro do usuário. A célula de carga montada internamente na manopla tem o objetivo de capturar a força de preensão palmar (FP).

Fonte – Elaborado pelo autor.

3.1 Projeto Mecânico

O processo de desenvolvimento do dispositivo apresentado passou pelo projeto e construção de duas versões do sistema completo. A primeira versão (Figura 9a) teve como objetivo validar o conceito e levantar correções e melhorias que puderam ser coletadas pelos próprios autores durante a fabricação e montagem ao longo dos experimentos piloto, ou através de sugestões de colaboradores. Tendo em vista este iminente ciclo de melhoria, empregou-se materiais e técnicas de fácil e rápida fabricação, como madeira, peças plásticas fabricadas por prototipagem rápida e componentes extraídos de bicicletas convencionais e adaptados para esta finalidade. A utilização de componentes extraídos de bicicletas

convencionais também objetivou poder tornar o dispositivo capaz de ser acoplado à uma bicicleta para eventuais testes futuros.

Figura 9 – Comparação entre as diferentes versões do dispositivo. a) Primeira versão (protótipo), utilizando madeira, peças plásticas fabricadas por prototipagem rápida e componentes extraídos e adaptados de bicicletas convencionais; b) Recorte de parte do projeto da segunda versão do dispositivo, utilizando perfil de alumínio estruturas e peças usinadas.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Na segunda versão, concentrou-se em tornar o dispositivo adequado para os experimentos com pessoas. A Figura 9b mostra o projeto que foi desenvolvido no *software* NX 12.0 (Siemens®), incorporando as modificações levantadas.

Utilizou-se alumínio estrutural para a fabricação da estrutura que suporta o conjunto do guidão e o monitor de 15". Esta estrutura, por sua vez, foi montada em uma bancada de madeira dedicada para esta finalidade. O uso de perfil de alumínio estrutural, facilita o ajuste da altura do conjunto guidão e do monitor, para se adequar a características biomecânicas de cada usuário. Na seção 5, são definidos os critérios para estes ajustes.

Os suportes do motor e da caixa de direção foram fabricados em placa de aço soldada de 5mm de espessura. Para o sistema de rolamento da caixa de direção e o suporte que transfere o torque entre o eixo e o guidão (conhecido por “avanço”), utilizou-se peças de bicicletas convencionais.

Com relação ao guidão, as peças que conectam as células de carga umas às outras foram projetadas e usinadas em um tarugo de alumínio (1.1/2") e as manoplas, que conferem o apoio para a aplicação da força de preensão palmar, foram manufaturadas em plástico ABS, por prototipagem rápida, com o auxílio de uma impressora 3D. A distância entre o centro das manoplas do guidão é de 42 cm, e não pode ser ajustada.

A porção mecânica também conta com um sistema de segurança que limita o giro

do guidão em uma amplitude de 120° , através de um fim de curso mecânico preso ao seu eixo. Este sistema minimiza os riscos de o usuário sofrer algum dano físico em caso de movimentação indevida do guidão, provocada por uma falha no sistema de controle. Em outras seções serão descritas outros sistemas de seguranças redundantes, implementados em outros níveis.

3.2 Projeto Eletrônico

A Figura 10a apresenta o conjunto final de toda a porção elétrica e eletrônica do sistema.

Figura 10 – Detalhes do projeto eletrônico desenvolvido. a) Conjunto eletrônico composto por: (1) fonte de alimentação do motor, (2) fonte de alimentação simétrica para o circuito de amplificação, (3) placa do Bloco de Aquisição (BA), (4) placa do Bloco de Controle (BC) e (5) ponte H. b) Detalhe do Bloco de Aquisição. Cada célula de carga é amplificada e calibrada através de circuitos individualizados; c) Detalhe do Bloco de Controle. Um circuito impresso foi desenvolvido para acoplar-se diretamente ao Arduino e receber a conexão dos demais periféricos.

Fonte – Elaborado pelo autor.

A arquitetura adotada para organização dos diferentes circuitos do sistema, é constituída por dois blocos principais: Bloco de Aquisição (BA; Figura 10b) e Bloco de Controle (BC; Figura 10c). No primeiro, conectam-se as seis células de carga que instrumentam o guidão, ao passo que os periféricos (motor, ponte H e *encoder*) integram o conjunto através de interface direta com o BC. Para ambos os blocos foi projetada uma placa de circuito impresso dedicada a fim de reduzir ruídos, tornar o sistema mais compacto e facilitar o transporte, para o caso de ser realizada a coleta de dados em locais diversos. A placa projetada para o BC foi feita de maneira a conectar-se diretamente ao controlador, implementado com um Arduino M0 PRO (detalhe mostrado na Figura 10c).

O registro digital dos dados (para armazenamento e atualização da interface de interação) é feita através de um *notebook*, que se conecta ao Arduino do BC por porta

USB, e que realiza o processamento com base em um algoritmo dedicado, desenvolvido em MATLAB[®] (mesma plataforma utilizada para implementar a interface de interação, que será discutida mais adiante).

A Figura 11 apresenta de forma esquemática a estrutura desenvolvida para o sistema eletrônico e, a seguir, são apresentados mais detalhes e características de cada um dos periféricos e blocos mencionados.

Figura 11 – Demonstração esquemática da arquitetura do sistema elétrico e eletrônico completo. As células de carga (LC_{e1} a LC_{e3} e LC_{d1} a LC_{d3}) se conectam ao Bloco de Aquisição (BA). O Bloco de Controle (BC) ao centro, processa o sinal do encoder e o utiliza para controlar o motor DC (através de uma ponte H). O Arduino (M0 PRO) recebe e envia todos os dados para um computador, que gera a interface com o usuário e armazena os dados para pós-processamento e análise.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Periféricos

Por “periféricos” designa-se todo sistema elétrico ou eletromecânico que se conecta a algum dos blocos principais doravante mencionados.

1. **Células de carga** – as células de carga que foram utilizadas no projeto são de fácil acesso comercial e comumente empregadas em balanças para uso diverso (Figura 12a). Possuem um *straingage* que compõe uma ponte de *Wheatstone* já integrada ao elemento mecânico e sua carga máxima permissível é de 5kg. Para uma tensão

de alimentação de 5VDC (utilizada no projeto), apresenta sensibilidade de aproximadamente 1mV/kg (tensão diferencial), conforme indicado pelo fabricante e como demonstra o gráfico da Figura 12b, resultante do levantamento realizado por um teste experimental. Também é possível observar no gráfico que existe uma tensão não nula para carga zero, ao passo que o comportamento, para ambos os sentidos de força, se mostra linear.

Figura 12 – (a) Imagem do tipo de célula de carga utilizada no projeto. (b) Levantamento experimental de uma das células utilizadas. O gráfico mostra a relação entre a força aplicada na mesma (em ambos os sentidos) e a respectiva tensão gerada.

Fonte – Elaborado pelo autor.

2. **Motor e *encoder*** – foi utilizado um motor de corrente contínua e imã permanente, com escovas e sem sistema de redução. A Tabela 1 apresenta outras características.

Tabela 1 – Principais características do motor utilizado no projeto

MARCA: RHINO MODELO: RMCS-2002	Valor	Unidade
Tensão nominal	24	V
Velocidade nominal	120π (6600)	rad/s (RPM)
Corrente nominal	1,12	A
Torque “stall”	2,2	N.m
Corrente “stall”	30	A

Fonte – Elaborado pelo autor.

O *encoder* acoplado ao motor é incremental e apresenta 500 pulsos por volta, resultando em 2000 contagens por rotação do eixo (considerando o funcionamento em quadratura, melhor descrito mais adiante), ou seja, pode-se obter uma leitura mínima de posição angular de 0,18°.

3. **Fontes de alimentação** – Como mostra a Figura 11, foram utilizadas duas fontes diferentes para alimentar o sistema, uma para os circuitos eletrônicos (transformador, simétrica, $\pm 15\text{V}/1,5\text{A}$) e outra dedicada para o motor (chaveada, $24\text{V}/42\text{A}$). Esta divisão teve o objetivo de reduzir a propagação de ruído proveniente da comutação das escovas do motor para o circuito de aquisição de sinais das células de carga. Além disso, foi necessária uma vez que foi utilizada uma configuração do circuito de amplificação dos sinais das células de carga que requer fonte simétrica para operação com tensões positivas e negativas (o que resulta da aplicação de força em ambos os sentidos), ao passo que o motor consome consideravelmente mais corrente e opera com tensão mais alta e não simétrica.

Bloco de Aquisição (BA)

O BA é destinado às tarefas de subtração, ajuste de ganho (amplificação) e ajuste de erro e escala (*offset*). Todas as operações são feitas por um circuito integrado (CI) de instrumentação disponível comercialmente (INA125P, Texas Instruments®). Os tratamentos são realizados para todos os sinais analógicos respectivos às células de carga que compõem o guidão instrumentado. O circuito foi projetado para ter uma saída com alta impedância a qual é conectada ao BC (diretamente às entradas analógicas do Arduino M0 PRO).

O ajuste do ganho de amplificação é feito durante a operação de calibração, através da variação de um *trimpot* multivoltas. O ajuste de erro visa compensar pequenos sinais de tensão contínua que decorrem de um desbalanceamento inerente à célula de carga (como pode ser notado no gráfico da Figura 12b, na ausência de carregamento). A porção de ajuste de escala tem a função de transladar o sinal para uma faixa de leitura diferente, o que se faz necessário uma vez que o sistema permite que tensões negativas sejam obtidas pela célula de carga (dependendo do sentido de aplicação da força no guidão), mas as entradas analógicas do Arduino apenas realizam a leitura de tensões positivas. Com isso, foi necessário reduzir a amplitude do sinal mantendo-o entre $\pm 2,5\text{V}$ (durante o processo de calibração) e, em seguida, translada-lo em $+2,5\text{V}$, de maneira a obter uma resposta entre 0 e 5V (compreendendo toda a faixa de leitura do Arduino).

Bloco de Controle (BC)

O BC é composto pelo Arduino M0 PRO, pelo CI HCTL-2022 (Avago Technologies®), que realiza a quadratura e contagem dos pulsos do *encoder*, em alta velocidade, e pelo módulo de ponte H (IBT-2) que viabiliza o acionamento do motor.

Primeiro o CI de quadratura decodifica digitalmente o sinal dos dois canais do *encoder* e, então, transmite a contagem de pulsos através de 8 *bits*, pelas portas digitais

do Arduino. Este CI possui contagem máxima de 32-*bits*, porém apenas 8 pinos para comunicação de um *byte* por vez. Sendo assim, outros dois pinos do mesmo CI são utilizados para multiplexar as saídas, ou seja, determinar o *byte* de leitura desejado (dois pinos para controle da saída representam 4 saídas diferentes através da combinação binária dos mesmos, $2^2 = 4$). Na lógica do Arduino as palavras recebidas são concatenadas para formar a contagem final.

Assim como todo CI que realiza operação de contagem, o HCTL-2022 depende de um sinal de *clock*. No caso deste projeto observou-se empiricamente que uma frequência mínima de 4MHz é necessária para não gerar atrasos na atualização da posição do *encoder*. Para implementar o gerador de pulsos utilizou-se o microcontrolador ATtiny85 (ATMEL®) programado para produzir uma onda quadrada de 8MHz.

A ponte H é controlada por uma porta PWM do Arduino, cuja frequência é de aproximadamente 1kHz. O módulo IBT-2 foi selecionado, dentre outros, através de ensaios de desempenho da resposta em frequência (analisados em laboratório com o uso de osciloscópio) e também por sua alta potência de operação – suporta correntes de 43A, o que é adequado para o sistema visto que o motor consome até 30A de corrente (na condição de eixo imobilizado e com 24V de tensão de armadura).

O Arduino foi programado para realizar as seguintes tarefas sequenciais: (1) leitura das portas digitais para atualização da posição do *encoder*, (2) cálculo do erro e consequente ganho do controlador proporcional-derivativo (PD) implementado, (3) atualização do pino de controle PWM, (4) leitura das portas analógicas (células de carga) e (5) envio USB dos dados adquiridos (posição angular do guidão, medida das células de carga e tempo do instante das medidas, em μs).

Para realizar as leituras analógicas, ao invés de utilizar a biblioteca padrão do Arduino, foi realizada uma programação especial a fim de acessar diretamente os registradores do processador (Atmel SAMD21®). Isso foi feito com o objetivo de acelerar a operação, visto que esta é realizada seis vezes consecutivas e, portanto, representa o maior tempo de processamento dispendido pelo código. O uso deste artifício tornou a leitura 5 vezes mais rápida.

Outra programação especial realizada, foi a alteração dos *bytes* padrão de alguns registradores do processador do Arduino, mais precisamente os que controlam a resolução do conversor analógico-digital (*Analog-to-Digital Converter*, ADC). A resolução padrão do ADC do Arduino M0 PRO é de 12-*bits*. No entanto, a mudança de certos registradores permite obter até 16-*bits* de resolução (utilizando o recurso de *oversampling*), implicando, contudo, em um aumento considerável do tempo da operação. A resolução escolhida para o projeto foi de 13-*bits*.

Estas duas ações de manipulação de registradores resultaram em um tempo total

para leitura do algoritmo de 1,9ms por ciclo, o que significa uma frequência de amostragem de 530Hz. Além disso, o aumento na resolução do ADC fez com que uma menor porção de força pudesse ser medida, a saber: $(5kgf/(2^{13})/2) = 1,22gf \approx 12mN$.

3.3 Arquitetura de Controle

Para promover uma interação segura com seres humanos e o dispositivo desenvolvido, optou-se pela implementação de um controle de impedância.

Este tipo de controle, pioneiramente proposto por [Hogan \(1985\)](#), no lugar de controlar a força ou a posição, independentemente, tal qual é feito em outras estratégias convencionais, propõe estabelecer uma relação dinâmica entre a força e a velocidade do atuador do sistema robótico, criando assim a lei de controle. Ao controlar a impedância do manipulador, baseado na força de contato do usuário, mantém-se a interação em níveis seguros, fazendo deste tipo de controle um dos mais adequados para aplicações em sistema de reabilitação.

A formulação adotada para o dispositivo apresentado, foi inspirado em ([HOGAN, 1987](#)) mas implementada de maneira alternativa. Isso porque, em ([HOGAN, 1987](#)) são feitas duas suposições importantes sobre o sistema a ser controlado e ambas falhavam à realidade deste projeto. São elas:

1. **O torque é a variável de controle do atuador** – no caso deste projeto, utiliza-se tensão PWM para controle. Uma vez que o motor é de corrente contínua, a relação entre tensão de armadura e torque produzido é não-linear e depende de parâmetros não conhecidos (item 2, abaixo).
2. **Todos os parâmetros do motor e do sistema (atrito nos eixos, momento de inercia do conjunto e possíveis coeficientes de rigidez) estão completamente determinados** – nenhum parâmetro do motor utilizado foi fornecido pelo fabricante e alguns deles demandam cuidadoso levantamento experimental, o que foge ao escopo deste trabalho.

A formulação que foi adotada, no lugar de calcular o torque requerido, calcula a posição do atuador necessária para que se mantenha a relação dinâmica entre sua força e velocidade. A partir de então, esta posição de referência (a qual, doravante, será denotada por “posição desejada”) é colocada na entrada de um controlador convencional de posição, como o controlador proporcional-derivativo (PD), adotado neste projeto. Um exemplo de trabalho anterior onde uma implementação semelhante é proposta e testada, pode ser visto em [Pelletier e Doyon \(1994\)](#).

Assim, dado o guidão instrumentado do sistema, mostrado na Figura 8, sua posição angular ($\theta(t)$), velocidade ($\dot{\theta}$) e aceleração ($\ddot{\theta}$), devem respeitar a seguinte dinâmica

$$T_m = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K(\theta_0 - \theta(t)) \quad (3.1)$$

onde I , B e K são, respectivamente, o momento de inércia, o coeficiente de amortecimento viscoso e o coeficiente de rigidez da junta de acordo com a impedância que deseja-se produzir no sistema; θ_0 é a posição angular inicial; e T_m é o torque medido³ resultante da aplicação externa do ser humano (T_h) e da atuação do motor (T_{act}), dado por

$$T_m = T_h - T_{act} \quad (3.2)$$

Dando continuidade à formulação da lei de controle, em um sistema discreto, a velocidade e aceleração angulares ($\dot{\theta}_i$ e $\ddot{\theta}_i$) podem ser descritas por

$$\begin{cases} \dot{\theta}_i = \frac{\theta_i - \theta_{i-1}}{\Delta t_{i-1}} \\ \ddot{\theta}_i = \left[\left(\frac{\theta_i - \theta_{i-1}}{\Delta t_{i-1}^2} \right) - \left(\frac{\theta_{i-1} - \theta_{i-2}}{\Delta t_{i-1} \cdot \Delta t_{i-2}} \right) \right] \end{cases} \quad (3.3)$$

onde Δt_{i-1} e Δt_{i-2} são os períodos de duas amostragens consecutivas. Para simplificação, pode-se assumir que o período de amostragem é constante, $\Delta t_{i-1} \approx \Delta t_{i-2} = \Delta t$.

Após manipulação algébrica simples, a posição desejada (θ_i^d) pode ser obtida por

$$\theta_i^d = \frac{T_{m_{i-1}} + \theta_{i-1}^d \left(\frac{2I}{\Delta t^2} + \frac{B}{\Delta t} \right) - \theta_{i-2}^d \left(\frac{I}{\Delta t^2} \right) - \theta_0^d K}{\left(\frac{I}{\Delta t^2} + \frac{B}{\Delta t} - K \right)} \quad (3.4)$$

O algoritmo de controle é desenvolvido de maneira a fazer com o que a posição calculada por (3.4) seja perseguida pelo controlador PD, a cada ciclo.

Para fins de simulação (cujos resultados serão apresentados mais adiante), assume-se que o conjunto formado pelo guidão e respectiva caixa de direção (sem a presença do motor acoplado ao seu eixo) comporta-se como um sistema massa-amortecedor e está sujeito à ação do torque resultante (T_{res}) produzido pela soma do torque do motor e aquele aplicado externamente pelo usuário. Assim:

$$T_{res} = I_H \ddot{\theta} + B_H \dot{\theta} \quad (3.5)$$

³ Para mais detalhes de como este torque é efetivamente medido e calculado, ver capítulo Modelagem Dinâmica e Testes do Dispositivo.

onde I_H e B_H são, respectivamente, o momento de inércia e o atrito viscoso inerentes à construção mecânica do conjunto.

O diagrama de blocos que ilustra a arquitetura apresentada é mostrado na Figura 13.

Figura 13 – Diagrama de blocos do algoritmo de controle implementado. O bloco “Impedância Desejada” alimenta o controlador Proporcional-Derivativo (PD) com a posição de referência, de acordo com a equação 3.4, e os torques do indivíduo e do motor atuam no guidão.

Fonte – Elaborado pelo autor.

3.4 Algoritmo de Leitura e Armazenamento

O algoritmo para aquisição dos dados enviados via porta USB, foi desenvolvido em linguagem Matlab®, valendo-se da biblioteca de leitura e manipulação serial, já contida no software. A taxa de leitura definida deve coincidir com a taxa de envio do Arduino (definida no preâmbulo do programa deste último). Escolheu-se uma taxa de 1Mbit por segundo (Mbps) para a transmissão e recepção dos dados e um *buffer* com espaço para 1 segundo de dados, ou seja, 1Mbit. O software opera realizando o armazenamento dos dados recebidos no *buffer* durante o período de 10ms acessando, portanto, aproximadamente 5 amostras de cada célula de carga e da posição angular do eixo (considerando uma frequência de 530Hz para envio de uma amostra de cada célula e da posição angular). A cada leitura, o vetor de dados é salvo em um arquivo de texto e, em seguida, a última medida de posição angular é extraída e utilizada para atualização do cursor da interface gráfica.

3.5 Resumo das Características

A Tabela 2 apresenta um resumo das principais características do dispositivo desenvolvido.

Tabela 2 – Principais características do dispositivo apresentado

Característica	Valor	Unidade
Menor leitura de posição angular	0,18	°
Menor leitura de força	12	mN
Resolução ADC	13	bits
Taxa de amostragem (por célula de carga)	530	Hz
Torque máximo do guidão	2,2	N.m
Software de processamento digital	Matlab®	-
Unidade de processamento	Arduino M0 PRO	-

Fonte – Elaborado pelo autor.

4 Modelagem Mecânica e Testes do Dispositivo

Antes que o dispositivo pudesse ser usado para obter medidas em pessoas típicas mediante um protocolo experimental, foi importante assegurar que ele encontrava-se (i) com comportamento seguro para interação com seres humanos e (ii) produzindo resultados coerentes com o que se deseja obter.

O primeiro aspecto, o qual é concernente à segurança do aparato, pode ser avaliado mediante testes de controle implementado, comparando-se resultados obtidos experimentalmente com àqueles obtidos em simulação.

Já no quesito coerência dos resultados medidos, fez-se a modelagem do sistema mecânico e uma avaliação qualitativa de todas as grandezas obtidas por um teste piloto (posição angular e as seis medidas de força), após passar pela devida calibração.

4.1 Modelagem Mecânica

Na Figura 14 esquematiza-se uma vista superior do guidão instrumentado, com todas as células de carga (do inglês, *Load Cell*, abreviada pela sigla, LC) que o compõe do lado esquerdo (LC_{e_1} , LC_{e_2} , LC_{e_3}) e direito (LC_{d_1} , LC_{d_2} , LC_{d_3}). O guidão é livre para rotacionar em torno do ponto de giro especificado na figura, formando um ângulo $\theta(t)$ com a horizontal, cuja variação no tempo define a velocidade ($\dot{\theta}$) e a aceleração ($\ddot{\theta}$) angulares do conjunto. O indivíduo que o controla o guidão está posicionado do mesmo lado que o ponto de giro.

Por princípio, a LC (associada à dois *straingages* configurados com resistores opostos em uma ponte de *Wheatstone*) pode medir a força cortante e o momento fletor aos quais está sujeita, ambos produzidos pelo carregamento imposto a ela. O sinal medido como consequência, será doravante denotado por Δ , seguido da nomenclatura da respectiva LC (por exemplo, ΔLC_{e_1} é o sinal medido por LC_{e_1}).

Sob esta perspectiva, observa-se que as células de carga localizadas nas extremidades do guidão, LC_{e_1} e LC_{d_1} , podem sofrer esforço (e, portanto, deformação) por duas formas distintas: (1) através da preensão de mão do indivíduo que manipula o guidão; ou (2) através das forças de interação aplicadas do sentido de girar o guidão. Porém, uma observação mais atenta ao esquema apresentado na Figura 14, revela que esta última fonte de esforço mencionada só produzirá deformação nestas LC caso a força aplicada (do lado esquerdo ou direito), seja feita no sentido de “puxar” o guidão, mas não ao “empurra-lo”. Esta

Figura 14 – Vista superior esquematizada do guidão instrumentado e as células de carga que o compõe do lado esquerdo (LC_{e1} , LC_{e2} , LC_{e3}) e direito (LC_{d1} , LC_{d2} , LC_{d3}). O giro do guidão causado pela interação do usuário (posicionado do mesmo lado que o ponto de giro) produz um ângulo $\theta(t)$ com a horizontal, cuja variação no tempo define a velocidade ($\dot{\theta}$) e a aceleração ($\ddot{\theta}$) angulares do conjunto.

Fonte – Elaborado pelo autor.

observação será especialmente importante para o cálculo das forças de preensão de mão do usuário.

Por outro lado, as células de carga mais próximas do centro da barra, LC_{e3} e LC_{d3} , podem sofrer deformação exclusivamente através da forma (1), descrita acima, independente do sentido das forças aplicadas.

Com relação às células de carga LC_{e2} e LC_{d2} , para o modelamento que se faz aqui não será necessário considerá-las, uma vez que estas medem as forças de interação no sentido perpendicular ao plano de giro do guidão (por isso são montadas rotacionadas em 90° no seu eixo longitudinal, com relação às outras). As medidas destas células de carga podem ser diretamente associadas à força de sustentação do braço que o indivíduo exerce ao interagir com o dispositivo. Desta forma, são irrelevantes para o cálculo do torque do giro do guidão ou de preensão de mão do usuário.

Cálculo das forças de interação do usuário (F_e e F_d)

Para o cálculo das forças de interação do usuário (lado esquerdo, F_e , ou lado direito, F_d) inicia-se o modelamento a partir da observação da imagem superior da Figura 15.

Primeiramente, com o objetivo de simplificar o equacionamento dinâmico do conjunto, optou-se por deslocar o ponto de giro do guidão para coincidir com o seu centro de gravidade, diferente da forma como estava esquematizado na Figura 14. Fazendo a somatória dos momentos com relação ao novo ponto de giro (ponto “O”, Figura 15),

Figura 15 – Diagrama de corpo livre de cortes para o guidão inteiro (imagem superior); em corte pelo centro da célula de carga LC_{e3} (imagem central - seção de corte 1); e em corte pelo centro da célula de carga LC_{e1} (imagem inferior - seção de corte 2). Para simplificação do modelamento, o ponto de giro do guidão foi deslocado para coincidir com o seu centro de gravidade.

Fonte – Elaborado pelo autor.

definindo como positivo o sentido anti-horário de rotação e desprezando o atrito do eixo, tem-se que

$$T_h + T_{act} = I_H \ddot{\theta} + B_H \dot{\theta} \quad (4.1)$$

onde T_h é o torque aplicado pelo humano que interage com o dispositivo, T_{act} é o torque

produzido pelo motor e, I_H e B_H são, respectivamente, o momento de inércia e o coeficiente de amortecimento inerentes à construção mecânica do conjunto.

Como será feito a seguir, o torque T_h pode ser descrito a partir da relação de alavanca das forças F_e e F_d no centro de giro. Por outro lado, T_{act} , é uma variável de entrada do sistema e, portanto, conhecida¹. O coeficiente de amortecimento (B_H) do sistema de rolamento utilizado na construção do eixo do guidão, não é comercialmente conhecido e será desprezado neste equacionamento para fins de simplificação. Com o mesmo objetivo, o momento de inércia (I_H) do guidão pode ser calculado considerando-o como uma barra delgada de massa (m) e comprimento (L), que gira em torno de um eixo central, perpendicular ao seu comprimento.

Desta forma, ainda com base na Figura 15, a equação 4.1 pode ser reescrita na forma

$$F_e \cdot \frac{L}{2} + F_d \cdot \frac{L}{2} + T_{act} = \left(\frac{mL^2}{12} \right) \ddot{\theta} \quad (4.2)$$

Passando para a segunda imagem (de cima para baixo) da Figura 15, tem-se a representação do guidão em corte, cuja seção passa pelo centro da célula de carga LC_{e3} . O equacionamento dos momentos e das forças verticais desta porção da barra (apenas o lado esquerdo) envolve, além das variáveis já mencionadas, a força cortante, (F_{ve3}) e o momento fletor (M_{ve3}) que existem no centro da LC_{e3} . Assim, com relação ao centro de giro (“O”), pode-se obter as equações para o somatório dos momentos (M_O) e das forças verticais (F_O)

$$\begin{cases} \sum M_O = I_e \ddot{\theta} \longrightarrow F_e \cdot \frac{L}{2} + F_{ve3} \cdot l + M_{ve3} + T_{act} = I_e \ddot{\theta} \\ \sum F_O = m_e \ddot{y} \longrightarrow F_e + F_{ve3} = m_e \ddot{y} \end{cases} \quad (4.3)$$

onde l é a distância do ponto de giro até o centro da célula de carga (onde foi feito o corte), $\ddot{y}$ é a aceleração tangencial no centro de gravidade da porção de barra após o corte na seção 1 (Figura 15), e m_e e I_e , são, respectivamente, a massa e o momento de inércia desta mesma porção, com relação ao ponto de giro.

A massa m_e pode ser aproximadamente estimada ao assumir que o guidão possui densidade linear de massa constante $d = \frac{m}{L}$. A aceleração, $\ddot{y}$, e o momento de inércia, I_e , são obtidos por:

$$\ddot{y} = \left[\frac{1}{2} \left(\frac{L}{2} - l \right) + l \right] \cdot \ddot{\theta} \quad (4.4)$$

¹ A forma como este torque é medido e calculado, é descrita mais adiante neste mesmo capítulo, na seção *Simulação e Testes do Sistema de Aquisição e Controle*.

$$I_e = \frac{m}{24L} \cdot (L^3 - 8l^3) \quad (4.5)$$

Finalmente, após devida calibração, a célula LC_{e3} fornece o sinal ΔLC_{e3} , o qual é justamente formado pela força cortante, F_{ve3} , e momento fletor, M_{ve3} . Desta forma:

$$-F_{ve3} + \frac{M_{ve3}}{\frac{l_c}{2}} = \Delta LC_{e3} \quad (4.6)$$

onde l_c é o comprimento total da célula de carga.

O sistema formado pelas quatro equações (4.2, 4.3 e 4.6) possui quatro incógnitas (F_e , F_d , F_{ve3} e M_{ve3}) e, portanto, pode ser solucionado, de forma analítica ou numérica, apenas através da substituição de alguns valores de característica físicas do dispositivo construído.

A Tabela 3 apresenta estas medidas, no Sistema Internacional de Unidades (S.I.).

Tabela 3 – Medidas de comprimento e massa do guidão

L	0.555	m
m	0.98	kg
l	0.12	m
l_c	0.08	m

Fonte – Elaborado pelo autor.

Substituindo estas variáveis nas equações mencionadas acima, chega-se ao seguinte sistema matricial:

$$\begin{bmatrix} 0.2775 & 0.2775 & 0 & 0 \\ 0.2775 & 0 & 0.12 & 1 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 25 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_e \\ F_d \\ F_{ve3} \\ M_{ve3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0257 \cdot \ddot{\theta} - T_{act} \\ 0.0118 \cdot \ddot{\theta} - T_{act} \\ -0.0564 \cdot \ddot{\theta} \\ \Delta LC_{e3} \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

A partir da medida do *encoder* do motor pode-se obter a aceleração em cada instante de tempo, sendo que cada um destes valores estará associado à uma medida de força (ΔLC_{e3}) e à um valor de torque no motor (T_{act}), determinado pelo sistema de controle.

A solução do sistema 4.7 fornece o valor das forças F_e e F_d , em cada instante de tempo, calculadas apenas com base na medida de uma célula de carga (esquerda). Porém, é intuitivo perceber que repetindo-se todo o procedimento descrito até aqui, para o lado direito do guidão (levando a seção de corte para o centro da LC_{d3}), também se poderá obter F_e e F_d , mas com alguma variação dos primeiros valores encontrados devido às

incertezas associadas à cada medida tomada e adotada. Estatisticamente, um valor mais acurado para as forças de interação do usuário pode ser obtido pelo ajuste das duas curvas obtidas por cada LC, através do método dos mínimos quadrados, por exemplo.

Cálculo das forças de preensão palmar (P_e e P_d)

Conforme mencionado no início desta seção e esquematizado na Figura 14, a determinação da força de preensão de cada mão do usuário (mão esquerda, P_e , ou mão direita, P_d), depende do conhecimento do sentido da força de interação, F_e e F_d . Com base nas Figura 14 e 15, e lembrando que o indivíduo que controla o guidão está posicionado no mesmo lado que o centro de giro (Figura 14), pode-se dizer que o seu braço esquerdo “empurra” o guidão sempre $F_e < 0$, ao passo que o seu braço direito “empurra” o guidão sempre que $F_d > 0$. No caso do movimento de “empurrar”, a determinação de P_e e P_d é direta pois LC_{e1} e LC_{d1} estão apenas sujeitas à preensão de mão. Assim:

$$\begin{cases} P_e = \Delta LC_{e1}, & F_e < 0 \\ P_d = \Delta LC_{d1}, & F_d > 0 \end{cases} \quad (4.8)$$

Contudo, para o caso do movimento de “puxar”, é preciso que as forças de preensão sejam desacopladas das forças de interação que produzem giro. Ou seja,

$$\begin{cases} -F_{v_{e1}} + \frac{M_{v_{e1}}}{\frac{l_c}{2}} + P_e = \Delta LC_{e1}, & F_e > 0 \\ -F_{v_{d1}} + \frac{M_{v_{d1}}}{\frac{l_c}{2}} + P_d = \Delta LC_{d1}, & F_d < 0 \end{cases} \quad (4.9)$$

onde $F_{v_{e1}}$ (ou $F_{v_{d1}}$) e $M_{v_{e1}}$ (ou $M_{v_{d1}}$) são, respectivamente, a força cortante e o momento fletor que existe no centro da LC_{e1} (ou LC_{d1}).

Para fazer o desacoplamento mencionado, segue-se exatamente o mesmo procedimento que foi descrito para obter F_e e F_d . Neste caso, porém, (analisando o lado esquerdo) a distância (l) entre o centro de giro e o centro da célula de carga LC_{e1} , vale

$$l = \frac{L - l_c}{2} \quad (4.10)$$

Uma vez que nesta etapa as forças F_e e F_d já foram anteriormente determinadas (para conhecimento do sinal de ambas), não é mais necessário utilizar a equação 4.2. Assim,

pode-se iniciar a análise obtendo equações análogas à 4.3. Assim:

$$\begin{cases} \sum M_O = I_e \ddot{\theta} \longrightarrow F_e \cdot \frac{L}{2} + F_{v_{e1}} \cdot l + M_{v_{e1}} + T_{act} = I_e \ddot{\theta} \\ \sum F_O = m_e \ddot{y} \longrightarrow F_e + F_{v_{e1}} = m_e \ddot{y} \end{cases} \quad (4.11)$$

Substituindo os valores da Tabela 3 no sistema formado pelas equações 4.9 e 4.11, tem-se as matrizes para o lado esquerdo

$$\begin{bmatrix} 0.2375 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ -1 & 25 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_{v_{e1}} \\ M_{v_{e1}} \\ P_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0048 \cdot \ddot{\theta} - T_{act} - 0.2775 \cdot F_e \\ 0.0186 \cdot \ddot{\theta} - F_e \\ \Delta LC_{e1} \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

e direito

$$\begin{bmatrix} 0.2375 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ -1 & 25 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_{v_{d1}} \\ M_{v_{d1}} \\ P_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0048 \cdot \ddot{\theta} - T_{act} - 0.2775 \cdot F_d \\ 0.0186 \cdot \ddot{\theta} - F_d \\ \Delta LC_{d1} \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

Por fim, para determinação de P_e e P_d , o algoritmo de tratamento dos dados deve determinar F_e e F_d , (conforme descrito antes) analisar o sinal obtido para ambos e, então, calcular P_e e P_d através dos sistemas 4.12 e 4.13, respectivamente.

4.2 Simulação e Testes do Sistema de Controle e Aquisição

4.2.1 Simulação

Para simular o sistema de controle implementado, construiu-se um modelo no *software* Simulink[®], seguindo o que é visto no diagrama da Figura 13. Contudo, do ponto de vista de implementação (tanto simulação quando no sistema real), é preciso que um detalhe que não aparece explicitamente na figura, seja incluído: o cálculo do torque no motor (T_{act}). Pelos sistema matricial 4.7 apresentado anteriormente, observa-se que o cálculo de F_e e F_d (necessários para o calculo de do torque medido, T_m), dependem explicitamente de T_{act} , portanto é crucial que se determine como calcula-lo.

Como pode ser visto na Figura 13, o bloco “Motor DC” recebe uma posição como entrada e tem torque em sua saída, porém, em motores de corrente contínua, a relação entre posição angular e torque não é linear devido à indutância das espiras que compõem

o enrolamento de armadura. Matematicamente, pode-se modelar o motor DC através da lei de Kirchhoff

$$V_a = L_a \dot{I}_a + R_a I_a + V_b \quad (4.14)$$

onde V_a , I_a , L_a e R_a são, respectivamente, a tensão, corrente, indutância e resistência de armadura; e V_b é a tensão contra-eletromotriz causada pela variação do fluxo magnético nas espiras do motor ao passo que este rotaciona (que pode ser positivo ou negativo).

Como simplificação, pode-se assumir que a indutância no circuito é desprezível. Além disso, a tensão contra-eletromotriz, V_b , pode ser assumida como sendo proporcional à velocidade de rotação do motor, ou seja,

$$V_b = k_b \dot{\theta} \quad (4.15)$$

onde a constante de proporcionalidade, k_b , é denominada *constante de velocidade* do motor. Quando no Sistema Internacional de Unidades, a constante de velocidade possui valor numérico igual ao da *constante de torque*, k_m , que relaciona o torque do motor (T_{act}) e a sua corrente de armadura (I_a)²

$$T_{act} = k_m I_a \quad (4.16)$$

A partir das três expressões apresentadas acima e fazendo $k_b = k_m = k$, tem-se

$$T_{act} = k \frac{V_a - k \dot{\theta}}{R_a} \quad (4.17)$$

que estabelece uma relação linear entre o torque produzido pelo motor e a sua velocidade o que é adequado ao modelo do diagrama de blocos da Figura 13.

Portanto, para o cálculo de T_{act} , utiliza-se a equação 4.17 e os valores de tensão PWM (V_a), armazenados em cada instante de utilização do dispositivo. Os valores k e R_a , foram obtidos empiricamente para o motor utilizado e valem, respectivamente, $k = 0,0746 \text{ N.m/A}$ e $R_a = 4,75 \Omega$.

Uma vez colocado este importante comentário sobre a obtenção de T_{act} , pode-se retornar à descrição da simulação do sistema de controle.

Para simular a interação de um ser humano com o dispositivo, utilizou-se um gerador de função senoidal cujo sinal representa o torque imposto pelo indivíduo, com amplitude de 1 N.m e frequência de $\pi/2$ rad/segundo.

² Para uma demonstração desta relação de igualdade, ver Apêndices desta Dissertação.

Foram avaliados 3 cenários diferentes, variando-se os parâmetros de impedância (I , B e K) obtendo: (i) *Impedância desejada igual à impedância do guidão* - $I = I_H$, $B = B_H$, $K = 0$; (ii) *Impedância desejada maior que a impedância do guidão* - $I = 5I_H$, $B = 5B_H$, $K = 0.02$; e (iii) *Impedância desejada menor que a impedância do guidão* - $I = I_H/5$, $B = B_H/5$, $K = 0.02/5$;

4.2.2 Testes do Sistema Real

O próprio autor (sexo masculino, típico, 28 anos e destro) serviu como voluntário para os testes do sistema real. Posicionou-se de pé, de frente para o dispositivo e de forma a alcançar confortavelmente as manoplas do guidão com as duas mãos, tendo os cotovelos levemente flexionados.

Para este teste nenhuma interação visual foi necessária, porém o sistema foi programado para produzir um sinal sonoro curto e alto com frequência de 1 *beep*/segundo. O voluntário procurou acompanhar o ritmo dos sinais enquanto realizava a seguinte sequência de movimentos com o guidão: após o primeiro sinal, desloca-se da posição de descanso inicial (0°) atingindo 30° no segundo *beep*; no sinal seguinte era necessário ter retornado à posição de descanso e repetir a sequência no sentido contrário, nos quarto e quinto sinais. Este ciclo foi repetido por 10 segundos e todas as medidas cinéticas e cinemáticas foram registradas.

À semelhança do que foi feito na simulação, os testes foram repetidos em dois cenários diferentes: (i) *Impedância desejada maior que a impedância do guidão* - $I = 5I_H$, $B = 5B_H$, $K = 0$ e (ii) *Impedância desejada menor que a impedância do guidão* - $I = 5/I_H$, $B = 5/B_H$, $K = 0$.

Para obter os valores reais de impedância do sistema (I_H e B_H), foi utilizado um método empírico e qualitativo simples que consistiu em incrementar ou decrementar os parâmetros do sistema em pequenos passos até obter a sensação de baixa ou nenhuma resistência ao giro. Assumiu-se que a etapa final deste processo iterativo revelaria o conjunto de parâmetros que mais se aproximam da impedância natural do sistema. Os parâmetros obtidos foram: $I_H = 130.10^{-4} kg.m^2$ e $B_H = 2,5.10^{-5} N.m.s/rad$.

Com o objetivo de verificar a coerência dos valores de I_H e B_H apresentados acima, inspecionou-se principalmente as ordens de grandeza, tendo em vista as propriedades físicas de cada parâmetro.

Para o momento de inércia, pode-se calcular um valor aproximado para o mesmo adotando a simplificação utilizada na equação 4.2. O valor apresentado acima e o que é obtido por esta simplificação possuem a mesma ordem de grandeza, mas o primeiro é cerca de metade do segundo. Isso provavelmente se deve ao método qualitativo adotado para obter o valor acima, somado à imprecisão gerada pela simplificação utilizada na equação

4.2.

Quanto ao coeficiente de amortecimento, na seção na qual é descrita a modelagem do sistema mecânico, o mesmo foi desprezado. Desta forma, esperava-se obter um valor relativamente baixo. De fato, quando comparado ao amortecimento de motores comerciais, cujos valores são sabidamente pequenos (quase desprezíveis), o valor encontrado e apresentado acima pode ser considerado baixo.

4.3 Resultados e Discussões

As Figuras 16, 17 e 18 apresentam os resultados para dois períodos do ciclo simulado (descrito acima) em cada um dos cenários (i), (ii) e (iii), respectivamente.

Figura 16 – Resultados para o cenário (i). Os parâmetros de entrada no bloco *Impedância Desejada* foram os mesmos que os utilizados no bloco *Guidão* - $I = I_H$, $B = B_H$, $K = 0$.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Cada figura contém três gráficos interpretados como se segue: o primeiro (superior) compara a posição angular do guidão (θ_i) - decorrente da aplicação de torque externo - com aquela denominada "desejada" (θ_i^d), calculada por 3.4; o segundo gráfico (posição central) é a diferença angular temporal entre os dois sinais apresentados no gráfico anterior. Por fim, no terceiro gráfico (inferior) apresenta-se a comparação entre o torque aplicado pelo ser humano (gerado artificialmente da forma como foi descrito na seção anterior)

Figura 17 – Resultados para o cenário (ii). Os parâmetros de entrada no bloco *Impedância Desejada* foram maiores que os utilizados no bloco *Guidão* - $I = 5I_H$, $B = 5B_H$, $K = 0.02$.

Fonte – Elaborado pelo autor.

e o torque do motor resultante do ajuste de tensão proporcionado pelo controlador PD. Em todos os casos a porção transiente, observada no início da simulação e decorrente de fatores de amortecimento do sistema, foi desconsiderada e não é apresentada.

Os resultados apresentados pela simulação se mostraram condizentes com a expectativa em todas as situações.

No cenário (i), uma vez que os parâmetros de entrada para a impedância desejada são exatamente iguais àqueles ajustados no bloco que modela o conjunto mecânico do guidão, era natural esperar nenhum efeito de atuação do sistema de controle (o dispositivo desligado é suficiente para produzir a impedância desejada). De fato, o gráfico central da Figura 16 demonstra que não houve diferença entre ambos os sinais (posição atual e desejada), enquanto o gráfico inferior da mesma figura indica atuação nula do torque do motor.

No cenário (ii), cujos resultados são mostrados na Figura 17, o sistema se opõe ao movimento simulado do ser humano de maneira a criar um ambiente de maior impedância do que aquela sentida apenas pelo amortecimento e inércia naturais do conjunto. Este efeito é observado no gráfico superior da figura, no qual está explícita a diferença de

Figura 18 – Resultados para o cenário (iii). Os parâmetros de entrada no bloco *Impedância Desejada* foram menores que os utilizados no bloco *Guião* - $I = I_H/5$, $B = B_H/5$, $K = 0.02/5$.

Fonte – Elaborado pelo autor.

fase entre a posição angular real e a calculada. Como a posição desejada está sempre temporalmente adiantada em relação à posição real, em um instante de tempo qualquer, esta última está sempre sendo “puxada” pela trajetória virtual (formada pela posição desejada). Tal condição também se revela de forma explícita na interferência destrutiva observada entre os torques do ser humano e do motor, o que pode ser interpretado pelo fato de que parte da força empenhada pelo usuário é anulada pela atuação inversa do sistema de controle (gráfico inferior, Figura 17).

Contrariamente, no cenário (iii), o efeito oposto ao do cenário anterior era esperado, ou seja, o sistema de controle deveria contribuir com o movimento do usuário, facilitando-o ao compensar parte da impedância natural do conjunto mecânico. O gráfico superior da Figura 18 demonstra haver novamente uma diferença de fase entre os sinais de posição angular atual e desejada, porém no sentido contrário àquele observado no resultado do cenário anterior (neste caso o sinal desejado está temporalmente atrasado com relação ao sinal de posição real). Utilizando a mesma figura de linguagem que no parágrafo anterior, a trajetória virtual atua no sentido de “empurrar” a trajetória real. No gráfico inferior, observa-se interferência construtiva entre os torques do usuário e do motor, o que significa que ambos atuam no mesmo sentido, reduzindo a sensação de impedância do sistema.

Comparando os três cenários é possível verificar que as amplitudes de oscilação também seguem a tendência esperada. Em (i) tem-se um sinal de posição angular de aproximadamente 30° , pico-a-pico; no cenário (ii), quando o sistema faz com que a manipulação se torne mais difícil, a mesma amplitude reduz em um terço, caindo para 10° ; por último, em um ambiente de menor impedância proporcionado no cenário (iii), a amplitude se torna maior do que 40° . Estas variações justificam-se uma vez que o torque de entrada é mantido constante entre todos os cenários.

Na Figura 19 são mostrados os resultados para os dois cenários testados com o sistema real: impedância desejada maior (gráfico superior) e menor (gráfico inferior) do que a impedância natural do sistema. De forma qualitativa, pode-se citar a percepção do voluntário dos testes o qual de fato reportou mais dificuldade para manipular do guidão na primeira parte do teste do que na segunda.

Figura 19 – Resultados dos testes com o sistema real: impedância desejada maior (gráfico superior) e menor (gráfico inferior) do que a impedância natural do sistema.

Fonte – Elaborado pelo autor.

A semelhança entre os resultados simulados e obtidos pelos testes no sistema real são bastante claras, mesmo através de uma inspeção simples e rápida. As diferenças de fase observadas e discutidas para os gráficos da simulação, são novamente encontradas na Figura 19 e possuem a mesma interpretação. Quanto aos sinais de torque obtidos no teste real, não é possível que se faça comparação direta com o que foi simulado uma vez que a única variável cinética à que se tem acesso no dispositivo real é o torque diferencial

aplicado pelo ser humano e motor, devido ao fato das células de carga estarem presas diretamente ao guidão e, portanto, sentirem a influência de carga de ambos ao mesmo tempo.

*

As medidas de força em todas as células de carga foram registradas durante o experimento. A Figura 20 apresenta as forças dos braços direito e esquerdo (F_d e F_e), obtidas através do sistema de equações 4.7, bem como a força de preensão da mão esquerda, calculada pelo sistema de equações 4.12.

Figura 20 – Força de preensão palmar esquerda (P_e) e forças de giro do guidão (F_e e F_d) aplicadas pelo usuário. A curva preta e tracejada apresenta a posição angular obtida no momento da aplicação das forças. O detalhe no canto esquerdo superior demonstra que a curva de força de preensão possui descontinuidade, o que está associado às simplificações adotadas durante o processo de modelamento do sistema que resultaram nos sistemas de equações 4.7 e 4.12, com os quais F_e , F_d e P_e , foram calculados.

Fonte – Elaborado pelo autor.

A Figura 20 possui um detalhe ampliado que demonstra haver uma pequena descontinuidade em um ponto da curva de P_e , calculada. Esta descontinuidade pode estar relacionada às simplificações adotadas no modelamento que levaram às equações 4.7 e 4.12. O momento em que esta descontinuidade acontece coincide com o ponto onde a força

esquerda (F_e) cruza o eixo das ordenadas, ou seja, muda o seu sinal, fazendo com que o algoritmo altere a interpretação das forças aplicadas pelo indivíduo³.

Observa-se que a discrepância de valores de P_e , antes e depois da troca de sinal de F_e , é pequena e não representa prejuízo para a análise da força de preensão do indivíduo d forma geral.

³ Para mais detalhes veja a seção no início deste capítulo, Modelagem Mecânica.

5 Protocolo Experimental

Conforme melhor descrito em seções anteriores, o dispositivo que é aqui apresentado foi desenvolvido de forma que diferentes protocolos experimentais (ou, *paradigmas experimentais*, de acordo com terminologia utilizada na Fundamentação Teórica desta Dissertação) possam ser implementados, de maneira que aspectos diversos do processo de aprendizagem motora possam ser investigados, tanto em pessoas saudáveis, como em indivíduos que sofram de alguma lesão motora com decorrente déficit motor (em uma segunda etapa desta linha de investigação).

Para a validação deste conceito optou-se por desenvolver um protocolo que pode ser caracterizado no rol dos estudos em aprendizagem de sequências, neste trabalho, exclusivamente testado em pessoas saudáveis.

Na primeira parte desta seção, serão descritas as características dos sujeitos participantes bem como o protocolo utilizado. Em seguida, explana-se sobre a metodologia adotada para análise de dados cinemáticos e cinéticos. Por fim, apresenta-se e discute-se os resultados obtidos.

5.1 Sujeitos

Dez sujeitos (8 do sexo masculino e 2 do sexo feminino), com idade entre 20 e 44 anos (média e desvio padrão: $28,1 \pm 8,2$ anos) voluntariaram-se para o estudo. Os critérios de inclusão foram: estar em condições saudáveis em relação à movimentação e musculatura dos membros superiores e em termos cognitivos, sendo capaz de compreender e atender às instruções de movimentação dadas pelo instrutor além daquelas demandadas pelo exercício. Nenhum critério de não-inclusão estabeleceu características biofísicas limitantes para a participação, exceto a presença de morbididades nos membros superiores ou a incapacidade de locomoção até o local do experimento. Todos os inscritos estavam plenamente cientes dos objetivos do estudo e declararam conhecerem seus direitos enquanto participantes da pesquisa através da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

5.2 Procedimentos

Os experimentos a seguir descritos foram todos realizados nas dependências do Laboratório de Biomecatrônica, no Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos, da Universidade de São Paulo (USP). Cada voluntário foi inicialmente recepcionado e recebeu uma ficha de identificação para preenchimento (ver Apêndices,

Figura 21 – Detalhamento do protocolo experimental. a) Indivíduo típico utilizando o dispositivo. Todos os participantes foram posicionados de forma que as medidas, h , d e ϕ , estivessem dentro de uma faixa de valores estabelecida previamente; b) Esquematisação da interface virtual desenvolvida. O usuário controla o cursor azul, de acordo com o movimento do guidão. Em cada rodada da tarefa, este cursor deve ser posicionado dentro de um dos círculos (aquele que estiver com borda vermelha - *Target*), no menor tempo possível e com a maior acuidade espacial; c) No pós-processamento, o sinal obtido pelo *encoder* é analisado de maneira a capturar o Erro Espacial, o Tempo de Reação (ou Antecipação) e a Velocidade de Movimentação produzida pelo usuário em cada rodada de cada partida executada.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Ficha de Identificação). Após ser apresentado ao projeto e às etapas do procedimento pelo qual passaria, recebeu o TCLE para leitura e assinatura e um questionário de lateralização (*The Edinburgh Inventory*, ver Fundamentação Teórica) a ser respondido.

Todos os participantes foram dispostos de pé, de frente para o guidão instrumentado, de forma que pudessem alcançar confortavelmente as manoplas com ambos os braços. Com o objetivo de reduzir a variabilidade e garantir um posicionamento consistente entre os participantes, foram estabelecidos limites de variação para três medidas específicas, a saber: a altura (h) entre o nível dos olhos do voluntário e o topo do monitor, a distância (d) entre os olhos e a tela de interface e o ângulo (ϕ) de flexão dos cotovelos (Figura 21a).

Desta maneira, o dispositivo foi ajustado sempre que preciso para garantir que tais medidas fossem mantidas dentro das faixas desejadas: $-30mm < h < 30mm$, $400mm <$

$d < 450mm$ e $60^\circ < \phi < 90^\circ$.

A Figura 21b apresenta uma representação da interface visual desenvolvida para guiar o protocolo. Ao rotacionar o guidão o participante controla a posição do ponto azul (cursor de controle) que pode excursionar ao longo de uma trajetória compreendida pelo perímetro de um arco de círculo. Ao movimentar o cursor de controle, o voluntário pode posicioná-lo no centro de um dos sete círculos espalhados em diferentes posições angulares, cuja referência de partida é o eixo perpendicular ao guidão quando este se encontra em sua posição inicial (Figura 21b). Desta forma, os círculos estão distribuídos conforme os seguintes ângulos: -45° , -30° , -15° , 0° (posição central ou de descanso), 15° , 30° , 45° .

Cada círculo mencionado acima, com exceção do que está em posição 0° , é chamado de *target*. O círculo em 0° é chamado de *descanso*. Durante todo o protocolo, nas duas etapas que serão descritas mais adiante, a atividade básica a ser executada pelo participante é movimentar o cursor azul do ponto central (descanso) à um dos *targets* e, então, retornar para a posição de descanso; este conjunto de dois movimentos compreende uma rodada. A fim de facilitar a visualização rápida do voluntário, a borda do círculo de descanso permanece verde enquanto as demais, são azul; o *target* selecionado em uma determinada rodada para ser perseguido, será sempre destacado com borda vermelha.

É apresentado um *target* por rodada, à uma frequência fixa de 1 Hz e a instrução básica dada à todos os participantes é que realizem seus movimentos de forma rápida e sem correção, o que significa que uma vez rotacionado o guidão para atingir um determinado círculo, mesmo que o cursor azul não tenha sido posicionado exatamente no centro do círculo desejado (o que seria o esperado), o próximo movimento deve ser o de retorno à posição de descanso e não a correção do erro angular observado.

O protocolo foi dividido em duas fases distintas, inspiradas no trabalho de Ghilardi et al. (2009). Ambas as fases são compostas por 11 ciclos de 6 *targets* cada, totalizando 66 *targets* por fase, ou 132 *targets* em todo o experimento. Esta contagem, no entanto, não menciona o período de familiarização composto por 10 *targets*, pelo qual todos os sujeitos passaram a fim de conhecer o dispositivo e evitar eventuais erros causados pelo não entendimento das regras ou funcionamento do sistema. Em todas as apresentações de resultados e discussões a seguir, o período de treinamento foi descartado.

Na primeira fase efetiva de coleta de dados os *targets* foram apresentados aos participantes de maneira aleatória. Neste cenário, os sujeitos receberam a instrução de evitarem antecipar seus movimentos ao aparecimento do objetivo, devendo esperar a verificação visual do que era pedido em cada rodada para então iniciar o movimento. Contudo, na fase seguinte os objetivos foram apresentados a cada rodada em uma sequência pré-estabelecida e sobre a qual os voluntários foram informados antes do início da fase. A sequência adotada compreendia o sentido horário de aparecimento dos *targets*, ou seja, iniciando em -45° e finalizando em 45° , e reiniciando em -45° . Nesta ocasião a

instrução dada foi oposta à primeira, orientando os participantes à anteciparem o início do movimento, de maneira a atingir os *targets* no mesmo instante do seu aparecimento. Os nomes de cada fase foram dados com o objetivo de facilitar a associação com suas características, portanto, a primeira será doravante referida por RAN, fazendo referência ao termo *random*, que significa aleatório, em inglês; e a segunda denotada por CW, em referência ao termo *clockwise* ou, sentido horário, em português.

Durante a execução de todo o protocolo os participantes foram periodicamente lembrados sobre a necessidade de realizarem movimentos rápidos e sem correção, além de procurarem sempre atingir o centro dos círculos objetivo. Com o objetivo de não influenciar no desempenho dos participantes o aplicador do experimento permaneceu em uma posição que não pudesse ver o monitor, deixando isso explícito para o voluntário.

Com relação à atuação do sistema de controle, optou-se por ajusta-lo para compensar o atrito e inércia inerentes ao sistema, utilizando os parâmetros encontrados nos experimentos apresentados na seção anterior (*Impedância desejada menor que a impedância do guidão*).

5.3 Análise dos Dados

Para obter informações cinemáticas a partir dos dados coletados, utilizou-se as medidas que aparecem descritas na Figura 21c.

Um algoritmo foi desenvolvido utilizando o software MATLAB® para identificar e armazenar a amplitude angular máxima obtida pelo participante em cada rodada. Adicionalmente, também foi registrado o instante em que se inicia o movimento direcionado à atingir um determinado *target*.

Após rodar o algoritmo, todos os dados passaram por uma etapa de verificação visual, na qual procurou-se por erros de identificação (ausência ou posição incorreta) e, uma vez encontrados, puderam ser corrigidos manualmente.

Com base nos pontos extraídos das séries temporais, pode-se obter três medidas principais:

1. **Erro Espacial** - diferença (valor absoluto) entre a posição angular máxima atingida e a posição especificada pelo *target* de cada rodada. Expresso em graus ($^{\circ}$);
2. **Tempo de Reação ou Tempo de Antecipação** - se refere à diferença temporal entre o momento em que um determinado *target* é apresentado e o instante em que o movimento para busca-lo é iniciado. Para a fase RAN interpreta-se este tempo transcorrido como sendo o *tempo de reação* ao aparecimento da posição objetivo. Já para a fase CW, esta medida diz respeito ao *tempo de antecipação* ao aparecimento do

target e define-se, portanto, como um valor negativo. Expressa-se em mili-segundos, por conveniência;

3. **Velocidade de Movimentação** - definido como a razão entre a posição angular objetivo e o tempo transcorrido desde o início do movimento até atingir seu ponto máximo. Expressa em graus por segundo ($^{\circ}/s$).

Além destas medidas cinemáticas, também foram analisadas as forças de preensão palmar média (P_e e P_d), de ambas as mãos, ao longo de todas as atividades.

Alguns pré-testes estatísticos foram adotados, com todas as medidas, para verificar normalidade (teste de *Shapiro-Wilk*), igualdade de variâncias (ou esfericidade, verificada pelo teste de *Brown-Forsythe*) e a presença de dados discrepantes (ou *outliers*, a partir do teste de *Grubbs*).

Para se verificar a significância estatística da evolução temporal em cada uma das medidas tomadas e enumeradas acima, adotou-se análise de ANOVA com medidas repetidas ou, no caso não-paramétrico (onde os dados não passaram no teste de normalidade), o teste de *Friedman* com medidas repetidas. Utilizou-se o método de *Tukey* como teste posterior (*post hoc test*), empregado no sentido de localizar precisamente onde ocorre a eventual diferença significativa indicada pelos testes anteriores.

Por fim, conforme indicado durante a exposição dos resultados, em alguns casos foi preciso comparar a média de dois conjuntos de dados. Nestes casos, a comparação foi feita por teste *t-student* ou, teste *Mann-Whitney*, na situação não-paramétrica.

Para todas as análises adotou-se, como nível de significância mínimo, 95%, ou seja, $P = 0.05$, em testes bicaudais. Os procedimentos estatísticos foram executados com os *softwares* MINITAB®19.0 e SIGMAPLOT®14.0; os gráficos foram gerados por MATLAB®9.6.

5.4 Resultados e Discussões

O gráfico da Figura 22 apresenta a comparação do erro espacial obtido por ciclo, para os cenários RAN e CW. Os dados foram normalizados tomando como referência o erro observado no primeiro ciclo da fase RAN.

Em RAN, observa-se que há uma redução gradual do erro médio, de acordo com o avanço dos ciclos ($F(10, 90) = 3,741, P = 0,00031$). No cenário CW, a média do erro ao longo do experimento não variou significativamente ($F(10, 80) = 0,575, P = 0.830$) e oscilou em torno de um valor relativamente comparável àquele obtido no cenário RAN apenas após cerca de 7 ciclos de prática (avaliado pelo método de Tukey, com $\alpha = 0,05$). Inicialmente, no primeiro ciclo, RAN e CW são diferentes (*Mann-Whitney*:

Figura 22 – Módulo do erro espacial normalizado, por ciclo, para os dois diferentes cenários analisados. Linha azul - aparecimento aleatório dos *target* ao longo da tarefa (RAN); Linha vermelha - os *targets* aparecem em cada rodada de acordo com uma sequencia pré-estabelecida e de conhecimento do participante (CW). As curvas demonstram haver adaptação (melhora de desempenho) apenas para o caso RAN.

Fonte – Elaborado pelo autor.

$W(9) = 110, P = 0,034$) ao passo que no último ciclo, esta diferença se extingue ($t(8) = 0,08, P = 0,936$). De fato, comparando-se a média dos 6 primeiros ciclos de RAN e CW, e comparando-as, encontra-se diferença de $0,682 \pm 0,291$ graus ($t(8) = 2,34, P = 0,047$). Ou seja, os participantes apresentaram na média, maior acuidade motora no cenário de CW, se comparado à RAN.

A redução do erro angular com a prática na atividade pode ser relacionada à adaptação às condições da tarefa, o que leva a um consequente aumento da acuidade. Sob esta perspectiva, o fato da adaptação não ter sido observada na condição de CW, pode significar que a tarefa não desencadeou os mecanismos necessários para isso. Outra interpretação é que, em CW, o fato dos voluntários já conhecerem a sequência a ser executada modifica a estratégia motora utilizada pelos participantes.

Esta última interpretação está de acordo com o que foi encontrado e publicado no trabalho de [Ghilardi et al. \(2009\)](#). Utilizando uma tarefa unimanual de deslocamento linear (em várias direções), os autores também reportaram maior acuidade no cenário

onde a sequência é conhecida e adaptação mais acentuada para o caso onde os *targets* são mostrados de forma aleatória. De acordo com este estudo, quando as posições objetivo são mostradas de forma aleatória e, adicionalmente, os participantes são orientados à responder ao estímulo visual o mais breve possível, o planejamento da trajetória é automaticamente truncado e, portanto, ainda está incompleto quando o sujeito inicia seu movimento (GHEZ et al., 1997; HENING; FAVILLA; GHEZ, 1988). Por outro lado, na fase CW a antecipação aos *targets* é possível e estimulada, o que faz com que o tempo de especificação do movimento fosse maior, assim como o próprio tempo para a execução. A partir do aumento de ambas as características decorre o aumento implícito na acuidade espacial apresentada pelos participantes (GHILARDI et al., 2003; GHILARDI et al., 2007; GHILARDI et al., 2008).

No gráfico da Figura 23, para o cenário RAN, é possível observar que de fato houve um aumento gradual no tempo de reação ao estímulo. Para este conjunto de dados um indivíduo foi removido pois foi identificado como *outlier*: $G(10) = 2.47, P = 0.012$. Como a distribuição também não passou no teste de normalidade, utilizou-se o método de Friedman para verificar a significância estatística do aumento gradual que se observa no gráfico da Figura 23 ($\chi^2(10) = 72.610, P \leq 0,001$). De acordo com o que foi discutido no parágrafo anterior, ao demorar mais para iniciar o movimento, o indivíduo tem mais tempo para especificar a trajetória o que, conseqüentemente, é acompanhado pela diminuição do erro espacial observada na Figura 22.

Um ponto importante a ser destacado neste resultado é que o tempo de reação aumentou através dos ciclos apesar da instrução dada inicialmente e periodicamente ao longo do experimento, para que os movimentos fossem realizados o mais breve possível, a partir da observação do *target*. Para tentar explicar esta aparente contradição é importante lembrar que o participante possuía na verdade duas instruções principais explícitas as quais deveria seguir: (1) responder imediatamente após a percepção do estímulo e (2) realizar movimentos únicos e sem correção, buscando produzir o menor erro espacial possível. A partir do que se observa nos resultados deste e dos outros estudos citados, ambas as regras são concorrentes, haja visto que maior acuidade requer maior tempo de planejamento. O que o resultado da Figura 23 revela, portanto, é o teor implícito da decisão (não-declarativa) feita pelo indivíduo, a cada rodada. Uma hipótese que poderia justificar o fato do resultado desta decisão ter, em média, favorecido o aumento da acuidade em detrimento do tempo de resposta é que, com a prática na tarefa, o voluntário otimiza o tempo que possui entre o aparecimento de um *target* e outro (período fixado em 1 segundo, conforme explicado na descrição do protocolo). A cada rodada o participante tem uma estimativa do erro angular que cometeu a partir de uma percepção visual clara entre a posição do cursor e o centro do *target*. Este erro observado desencadeia o mecanismo de adaptação que tende a reduzi-lo na próxima tentativa. Contudo, a estimativa de “erro temporal” (ou seja, a noção que o indivíduo tem, se levou mais ou menos tempo para reagir ao estímulo) é mais

Figura 23 – Tempo de reação (para o cenário RAN - linha azul) e tempo de antecipação (para o cenário CW - linha vermelha), médios, por ciclo. Observa-se que há um aumento gradual do tempo de reação médio, ao longo dos ciclos, para o cenário RAN. Este fato pode estar relacionado à uma acomodação dos participantes que adaptam-se para otimizar o tempo disponível entre o aparecimento de dois *targets* consecutivos. Ao aumentar o tempo de reação, tem-se mais tempo para processar a ação que está por vir o que, por fim, implica em melhor desempenho motor (redução do erro espacial observado no gráfico da Figura 22).

Fonte – Elaborado pelo autor.

imprecisa pois não conta com um marcador claro visual ou de outra natureza. Assim, o indivíduo só percebe se está fora do desejado no quesito tempo, caso a nova posição objetivo apareça antes que ele termine a que estava em curso. A menos que isso ocorra, o voluntário tende a otimizar o uso do tempo que aos poucos vai percebendo possuir entre a aparição de dois *targets* consecutivos. O que os resultados parecem sugerir é que esta otimização leva à um maior tempo de planejamento da trajetória (Figura 23) e um maior tempo de execução também, o que fica claro pela redução na velocidade de movimentação apresentada no gráfico da Figura 24 (no qual a redução é estatisticamente significativa: $F(10, 90) = 2,476, P = 0.011$).

A diminuição do erro angular acompanhada da redução na velocidade de movimentação também pode ser interpretada a partir da relação clássica entre acuidade e velocidade motora, estabelecida pela *lei de Fitts* (FITTS, 1954). Em termos práticos, a *lei de Fitts*

Figura 24 – Velocidade média de movimentação do guidão, por ciclo, para os cenários RAN (linha azul) e CW (linha vermelha). As curvas mostram que os participantes movimentaram o guidão cada vez mais lentamente (através dos ciclos), quando executaram a tarefa RAN. Porém a velocidade permaneceu aproximadamente constante (ao longo dos ciclos) durante a tarefa CW. A redução na velocidade pode estar associada à uma tentativa de melhorar o desempenho motor do ponto de vista da redução do erro espacial.

Fonte – Elaborado pelo autor.

determina que a fim de se obter maior acurácia em uma certa tarefa motora, é natural e necessário que se reduza a velocidade da sua execução. Fitts demonstrou esta relação a partir de um experimento em que se observou que o tempo médio que um indivíduo leva para acertar dois alvos, aumenta à medida que a razão da distância do movimento pela largura do alvo, também aumenta.

Nas Figuras 22 e 24 a relação de Fitts pode ser observada uma vez que, na tarefa RAN (onde se hipotetiza ter havido adaptação), a redução do erro espacial médio é acompanhada pela redução da velocidade média de movimentação. A correlação entre as duas variáveis fica ainda mais clara na Figura 25 (gráfico à esquerda, cenário RAN). Adicionalmente, embora não seja uma conclusão direta proveniente da relação de Fitts, também é explicitada pelo mesmo gráfico a correlação entre o erro espacial médio e o tempo de reação. Esta última, inclusive, apresenta correlação mais forte do que a primeira (respectivamente, $\rho = -0,9021$ e $\rho = 0,7117$).

Figura 25 – Correlação do tempo de reação, TR (ou antecipação, TA) e da velocidade de movimentação, VM, com o erro angular normalizado, por ciclo, e para os dois cenários: RAN (gráfico da esquerda) e CW (gráfico da direita). Observa-se que, no cenário RAN, há correlação em ambos os casos, mas o mesmo não ocorre no cenário CW.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Na mesma figura, no gráfico à direita, as mesmas relações são analisadas para o cenário CW. O que se conclui, a partir dos coeficientes de correlação de *Pearson* mostrados na imagem é que, para o caso CW, não há correlação entre as variáveis. Esta mesma observação já havia sido feita antes, com base nas curvas de CCW (vermelha) das Figuras 22 e 24, as quais deixam aparente as baixas tendências de redução ou aumento através dos ciclos.

Toda a análise exposta até aqui, leva em consideração os dados cinemáticos (velocidade e posição) adquiridos. Adicionalmente, durante os experimentos, também foram medidas informações cinéticas da interação. O gráfico da Figura 26 traz uma comparação da força de preensão média, de ambas as mãos, ao longo dos ciclos, para o cenário RAN.¹

¹ Importante mencionar que no gráfico, e nas discussões que se faz adiante, não foi adotada a distinção entre mão dominante e mão não-dominante, mas sim, mão esquerda e direita. O primeiro tipo de comparação de fato guarda um potencial investigativo interessante, contudo, só faz sentido na

Figura 26 – Comparação da força de preensão média, de ambas as mãos (curvas em azul), ao longo dos ciclos, para o cenário RAN. A linha preta apresenta o módulo do erro espacial médio, normalizado, para a mesma atividade (mesma curva em azul, apresentada pelo gráfico da Figura 22, mas ajustado por uma lei de potência). O gráfico permite observar que a força média aplicada por ambas as mãos reduz ao longo da atividade, o que é acompanhado por uma melhora em desempenho (menor erro espacial), à uma taxa semelhante.

Fonte – Elaborado pelo autor.

Observa-se que a força palmar média (direita ou esquerda), diminuiu conforme a passagem dos ciclos e prática na atividade (há diferença entre as médias das mãos direita e esquerda, ao longo do tempo - *Friedman*: $\chi^2(10) = 30,218, P \leq 0,001$ e $\chi^2(10) = 26,127, P = 0,004$, respectivamente). A curva preta na imagem representa o erro espacial médio para o mesmo cenário (mesmo resultado apresentado na curva azul da Figura 22, mas ajustado por uma lei de potência). A curva preta, plotada no mesmo gráfico, ajuda a visualizar que a redução da força de preensão palmar foi acompanhada da redução no erro espacial, a uma taxa semelhante. A correlação de *Pearson* entre o módulo do erro angular médio e as forças de preensão da mão esquerda e direita valem, respectivamente, $\rho = 0,9090$ e $\rho = 0,5912$.

comparação entre indivíduos com a mesma dominância de mãos. Para tanto, seria preciso dividir os participantes do estudo em dois novos grupos, um para cada mão dominante, e fazer as devidas comparações. A divisão em dois grupos carece de um número maior de indivíduos do que o que foi adotado no presente estudo. Portanto, tais investigações serão objeto de trabalhos futuros.

Uma possível interpretação para este resultado é que, a adaptação (e otimização da execução, conforme descrito anteriormente) leva à automatização dos movimentos com consequente redução da atenção e demanda motora. Algo interessante de se notar é que, alguns trabalhos da literatura que exploram a adaptação em atividades de aprendizagem motora com distintas abordagens, apontam para a necessidade de se obter métodos adequados para a correta distinção do aprendizado implícito, daquele que é explícito. Ou seja, é necessário determinar qual porção da melhora em desempenho é decorrente de um aprendizado exclusivamente motor e qual esta associada às características cognitivas que demonstram melhor entendimento da atividade. Embora a distinção não se faça de forma direta, o resultado apresentado no gráfico da Figura 26 sugere que, no mínimo, existe aprendizagem implícita associada aos resultados de desempenho observados na Figura 22. Esta conclusão parte do entendimento de que, até onde se sabe, não há, por parte dos participantes, qualquer informação que os leve a reduzir a força de preensão palmar intencionalmente com o objetivo de melhorar o desempenho em resposta ou acuidade espacial.

Uma análise análoga pode ser feita para o cenário CW, a partir da Figura 27.

O gráfico da Figura 27 demonstra que a força média de preensão palmar no cenário CW reduziu de forma semelhante ao que foi observado para o caso RAN (há diferença entre as médias das mãos direita e esquerda, ao longo do tempo - *Friedman*: $\chi^2(10) = 25,564$, $P = 0,004$ e $\chi^2(10) = 18,564$, $P = 0,046$, respectivamente). É importante ressaltar que, com base exclusivamente na análise cinemática feita em parágrafos anteriores, afirmou-se que não havia indícios de aprendizagem (adaptação) no cenário CW, uma vez que o erro angular médio permaneceu praticamente constante ao longo dos ciclos, assim como a velocidade de movimentação e o tempo de antecipação (o módulo do erro espacial normalizado, aproximado por uma lei de potência, está apresentado no mesmo gráfico da Figura 27, representado por uma curva preta). Contudo, a análise cinética que se faz agora revela que, ao menos no nível implícito, os processos de adaptação em ambos os cenários parecem ser semelhantes.

O cálculo da correlação de *Pearson* confirma que não há correlação entre o módulo do erro angular médio e as forças de preensão da mão esquerda ou direita (respectivamente, $\rho = -0,2569$ e $\rho = -0,1413$).

Uma vez que o desempenho em termos de acuidade espacial permaneceu aproximadamente constante ao longo da tarefa CW, a adaptação implícita observada pode ter atuado, por exemplo, no sentido de otimizar o gasto energético, reduzindo a força média empregada para movimentar o guidão de acordo com a maior prática na tarefa.

Figura 27 – Comparação da força de preensão média, de ambas as mãos (curvas em vermelho), ao longo dos ciclos, para o cenário CW. A linha preta apresenta o módulo do erro espacial médio, normalizado, para a mesma atividade (mesma curva em vermelho, apresentada pelo gráfico da Figura 22, mas ajustado por uma lei de potência). O gráfico permite observar que a força média aplicada por ambas as mãos reduz ao longo da atividade, assim como é observado para o cenário RAN. Contudo, no caso de CW, esta redução não é acompanhada por uma melhora do desempenho na atividade.

Fonte – Elaborado pelo autor.

6 Conclusão

No contexto neurológico, o processo de recuperação de uma determinada função motora, acometida por alguma lesão cerebral, pode ser entendido como uma forma de aprendizado. Ou seja, seguindo esta linha de entendimento, o ato de *readquirir* uma habilidade motora de outrora, passa pelos mesmos mecanismos que aqueles antes empregados para a aquisição (aprendizagem) original (WARRAICH; KLEIM, 2010).

Ainda no mesmo âmbito, mas tratando especificamente das atividades bimanuais, há evidências na literatura que demonstram que o treinamento bilateral recruta áreas corticais específicas no cérebro que são diferentes da simples combinação daquelas observadas quando os membros são controlados separadamente (DONCHIN et al., 1998; KAZENNIKOV et al., 1999; TANJI; OKANO; SATO, 1988).

Estes dois parágrafos juntos são suficientes para justificar a importância do desenvolvimento de dispositivos voltados para o estudo dos processos de aprendizagem bimanual, de forma a viabilizar a proposição de novos protocolos terapêuticos mais adequados à recuperação de funções motoras com ambos os membros, imprescindíveis para o dia-a-dia de qualquer indivíduo.

Neste sentido, o presente trabalho atendeu ao seu principal objetivo, ao propor um dispositivo de treinamento e monitoramento de reabilitação que simula o funcionamento do guidão de uma bicicleta, e com o qual é possível coletar diversas medidas biomecânicas, importantes para a investigação dos processos de aprendizagem ou mesmo para o acesso dos parâmetros reabilitatórios de um determinado paciente.

Ao testar o dispositivo em um grupo de indivíduos típicos, ainda que em experimentos piloto, foi possível realizar observações interessantes, por exemplo, destacando diferenças entre os resultados esperados para o caso de tarefas unimanuais.

A primeira destas observações diz respeito ao erro espacial médio que sofreu redução conforme a prática na atividade aumentou, apenas quando os *targets* foram mostrados de forma aleatória ao longo das tentativas (quando a sequência de aparecimento era conhecida, o erro espacial inicial foi menor desde o início e permaneceu constante). Este resultado é semelhante ao que seria esperado para um cenário unimanual, cujos resultados estão presentes na literatura (GHILARDI et al., 2009). No entanto, diferente do que está reportado para a prática com apenas um membro, para o caso aleatório, o tempo de reação ao estímulo aumentou ao longo dos ciclos, acompanhado por uma redução da velocidade de movimentação. Estas duas observações aliadas, podem indicar uma estratégia motora bimanual diferente da unimanual, na qual o tempo de reação reduz até atingir um patamar constante ao passo que a velocidade de movimentação permanece

aproximadamente constante desde o início (GHILARDI et al., 2009).

Ao realizar a mesma análise (cinemática) para o cenário experimental onde a sequência de aparecimento dos *targets* era conhecida pelo participante, conclui-se que nenhuma adaptação estava envolvida (não houve redução do erro espacial, e a velocidade e tempo de antecipação permaneceram aproximadamente constante ao longo de toda a atividade). Pelo contrário, o erro espacial já iniciou o primeiro ciclo com valor absoluto comparável aos últimos ciclos do cenário aleatório. Este fato sugere duas conclusões diretas: a tarefa sequencial era menos desafiadora do ponto de vista de execução (por isso os melhores resultados desde o início) mas, por outro lado, esta não foi capaz de desencadear nos participantes nenhum mecanismo de aprendizagem que os fizesse terminar com melhor desempenho do que o obtido na primeira tentativa. É bem verdade, contudo, que a primeira conclusão possa ser a causa da segunda, ou seja, o menor nível de desafio exigido na tarefa sequencial seria justamente o responsável por esta não desencadear nenhum processo de aprendizado (este é, inclusive, uma oportunidade de trabalho futuro a ser explorada, mencionada mais adiante).

Na avaliação cinética, onde a força de preensão palmar dos participantes foi analisada, novas conclusões foram obtidas. Tanto no caso aleatório quanto no caso sequencial, ao longo da prática na atividade houve redução da força média de preensão palmar, em ambas as mãos. Desta forma, diferente do que se acreditava apenas com base na análise cinemática, também houve adaptação no cenário onde a sequência de aparecimento dos *targets* era conhecida. Especula-se que este aprendizado seja implícito, uma vez que nenhuma decisão declarativa dos participante poderia ter sido responsável pela proposital redução da força de preensão. Uma vez que nesta tarefa não houve melhora de desempenho, é possível que a adaptação envolvida tenha agido no sentido de reduzir o gasto energético dos participantes ao longo da prática.

O fato da análise de forças ter suscitado uma conclusão diferente daquela obtida exclusivamente pela análise do movimento (cinética) representa um relevante aspecto do dispositivo apresentado. Isso por que, alguns autores apontam para a importância de dispositivos que contém com medidas relevantes que possam contribuir para o desacoplamento dos diferentes tipos de aprendizado que podem estar envolvidos em uma determinada prática (neste caso, aprendizado implícito e explícito) (KRAKAUER et al., 2019).

Por fim, é importante mencionar sobre o mérito do desenvolvimento tecnológico realizado neste trabalho, cujos detalhes estão diretamente associados ao primeiro objetivo específico estabelecido no início desta Dissertação. O aparato apresentado é ergonômico e seguro, conforme se propôs. O primeiro aspecto é garantido uma vez que este permite ser ajustado para diferentes características antropométricas. Já para o segundo aspecto dedicou-se uma seção inteira deste trabalho onde, através de simulações e testes do sistema de controle, pode-se verificar e validar o seu correto funcionamento.

O conjunto formado pelas células de carga, motor e *encoder*, garantem a correta e precisa captura de medidas cinéticas e cinemáticas dos usuários (frequência de 530Hz, com menor medida de força de $\approx 12mN$ e posição angular de $0, 18^\circ$), bem como contribuem, juntamente com a interface gráfica desenvolvida, para emular o ambiente imersivo composto pelos retornos visual e háptico (na forma de força de resistência ou auxílio ao giro).

Através da implementação de funções que envolveram programação em baixo nível, pode-se extrair o máximo do *hardware* utilizado que, embora simples, resultou em um sistema robusto e eficiente.

6.1 Trabalhos Futuros

Uma das formas de se avaliar a excelência de um trabalho científico ou desenvolvimento tecnológico, é através da quantidade de questões que este suscita ou torna possível de serem investigadas.

A partir do dispositivo apresentado e dos primeiros resultados apresentados, uma série de questões podem ser colocadas, contextualizadas no mesmo objetivo de explorar os aspectos das ações motoras bimanuais, adotando as abordagens de reabilitação e aprendizagem motora.

Abaixo, lista-se algumas questões de pesquisa interessantes neste contexto, com as respectivas sugestões de trabalhos futuros que contribuiriam para a sua investigação, a partir do uso do dispositivo apresentado neste trabalho:

1. *Existem assinaturas cinemáticas e cinéticas que podem descrever as peculiaridades das atividades bimanuais?*

- (i) **Hipótese:** *É possível identificar características cinéticas e cinemáticas que estão exclusivamente associadas ao aprendizado de uma tarefa bimanual.* Utilizando tarefas motoras semelhantes à proposta neste trabalho, observar um padrão nos valores de força (preensão ou de giro) imediatamente antes ou depois do aparecimento de um *target*. Estudando, por exemplo, os picos de força de preensão nestes períodos, seria possível ter indícios da forma pela qual acontece o planejamento de um atividade bimanual. Também é possível incluir nesta análise, a terceira derivada da posição (conhecida por *jerk*), descrita por alguns autores como sendo a função custo na otimização de trajetórias motoras e diretamente associada à coordenação bimanual (DONCHIN et al., 1998);
- (ii) **Hipótese:** *Existe correlação entre os padrões observados no item (i) e outras medidas biodinâmicas e o acoplamento entre estas variáveis está diretamente associado ao modelo de controle bimanual adotado por um indivíduo típico.*

Associar o dispositivo à outros sistemas de captura de dados como, por exemplo, Eletroencefalografia (EEG), Eletromiografia (EMG) ou plataforma de força. A correlação dos dados poderia enriquecer o entendimento do processo investigado pelo item (i), acima. Também seria possível estudar de que forma diferentes regiões do cérebro (ou diferente estruturas musculares) adaptam-se para atingir maior nível de desempenho motor, acessado pelo dispositivo;

- (iii) **Hipótese:** *Existem diferenças nos resultados convencionais obtidos pelos principais paradigmas experimentais de aprendizagem motora, quando aplicados em situações de tarefas bimanuais?* Implementar outros tipos de tarefas de aprendizagem motora bimanual, por exemplo, através da criação de um campo de força a ser superado pelo usuário. Os resultados obtidos por este tipo de experimento poderiam ser comparados à aqueles obtidos por abordagens semelhantes mas envolvendo atividades unimanuais, presentes na literatura;

2. Qual a influência da atividade virtual no nível de desempenho e aprendizagem atingidos?

- (i) **Hipótese:** *Um ambiente mais rico em detalhes, lúdico e desafiador, implica em melhor desempenho motor e aprendizagem mais rápida.* Implementar jogos dinâmicos e interativos, semelhante ao de plataformas de *games* convencionais, e avaliar os efeitos no desempenho motor ou aprendizagem. O mesmo pode ser feito comparando atividades que demandem níveis distintos de desafio;
- (ii) **Hipótese:** *Uma interação mais complexa, que demande mais atenção e coordenação bimanual implica em maior retenção do aprendizado.* Incorporar outras fontes de controle ao jogo (por exemplo, controlar a direção do guidão e a força de prensão para obter a velocidade correta) poderiam tornar o jogo mais complexo do ponto de vista da interação. O maior recrutamento de áreas motoras simultaneamente poderia levar à maior retenção do aprendizado, portanto, seria necessário avaliar o desempenho dos participantes algumas vezes após as seções de prática (por exemplo, avaliar uma vez por semana, durante alguns meses);

3. De que maneira os resultados obtidos através dos trabalhos dos itens (1) e (2) são alterados ao serem repetidos em indivíduos não-típicos (sobreviventes de AVC, Parkinson, entre outros)? Ou ainda, a mesma questão, mas envolvendo indivíduos típicos, sob a influência de alguma perturbação que altere suas percepções e habilidades motoras (por exemplo, o sono)?

- (i) **Hipótese:** *A privação de sono afeta significativamente o desempenho motor e a capacidade de aprendizagem bimanual.* Utilizar participantes em privação de

sono (através, por exemplo, do chamado *jet-lag social*) nos mesmos experimentos descritos nos itens anteriores. Analisar as diferenças nos resultados obtidos, principalmente no que se refere à coordenação dos membros;

- (ii) **Hipótese:** *Indivíduos não-típicos utilizam estratégias motoras diferentes das adotadas por indivíduos típicos, durante a manipulação bimanual.* Repetir os mesmo experimentos dos itens anteriores, em sobreviventes de AVC ou acometidos por algum outro tipo de lesão com consequente deficit motor. Estratificar pela severidade e tempo desde a o acometimento;

4. *Quais as possíveis implementações do dispositivo apresentado no contexto da reabilitação clínica?*

- (i) **Hipótese:** *O dispositivo proposto pode ter efeitos positivos no treinamento motor de pacientes com deficit motor neurológico.* Propor protocolos de reabilitação com jogos interativos ou utilizando prática de tarefas repetitivas (do inglês, *Repetitive Task Practice* ou, RCT) e avaliar os resultados através de testes funcionais padronizados e bem estabelecidos na literatura, como o Teste de Função Motora de *Wolf* (WMFT) ou o Protocolo de Desempenho Físico de *Fugl-Meyer*;
- (ii) **Hipótese:** *A associação do dispositivo à prática aeróbica pode resultar em uma eficiente e completa plataforma de reabilitação.* Desenvolver uma plataforma completa de simulação da atividade de andar de bicicleta, com sistema de pedal e resposta visual e háptica voltadas para este tema. Neste ambiente, investigar especialmente os efeitos do exercício aeróbico no desempenho motor, comparando com resultados obtidos em outras condições. O exercício aeróbico é descrito como benéfico para a aprendizagem motora por diversos autores (MANG et al., 2013);

Por fim, também é possível que se trabalhe no aprimoramento do dispositivo e suas funções. Algumas oportunidades são:

- Investigar os efeitos nos dados coletados, produzidos pelas simplificações adotadas na modelagem do sistema. Por exemplo, no modelamento do motor a indutância foi desconsiderada, o atrito do sistema de rolamentos, também desprezado e todos os momentos de inércia foram simplificados. Uma vez verificado serem relevantes, propor novos modelos mais complexos para obter mais acurácia nas medidas adquiridas;
- Modificar o sistema de controle, implementando um sensor de corrente ao sistema, de forma que o torque no motor pudesse ser diretamente inferido através desta leitura e reduzindo o número de simplificações.

Referências

ALLRED, R. P.; ADKINS, D. L.; WOODLEE, M. T.; HUSBANDS, L. C.; MALDONADO, M. A.; KANE, J. R.; SCHALLERT, T.; JONES, T. A. The vermicelli handling test: a simple quantitative measure of dexterous forepaw function in rats. Journal of Neuroscience Methods, v. 170, n. 2, p. 229–244, 2008.

BARON, J. C. How healthy is the acutely reperfused ischemic penumbra? Cerebrovascular Diseases, v. 20, n. Suppl. 2, p. 25–31, 2005.

BEER, R. F.; DEWALD, J. P. A.; RYMER, W. Z. Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis. Experimental Brain Research, v. 131, n. 3, p. 305–319, 2000.

BERNER, M. P.; HOFFMANN, J. Effector-related sequence learning in a bimanual-bisequential serial reaction time task. Psychological Research, v. 72, n. 2, p. 138–154, 2008.

BERNSTEIN, N. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press, 1967.

BOBATH, B. Adult hemiplegia: evaluation and treatment. Oxford: Heinemann Medical, 1990.

BOSCH, J.; O'DONNELL, M. J.; BARRECA, S.; THABANE, L.; WISHART, L. Does task-oriented practice improve upper extremity motor recovery after stroke? A systematic review. ISRN Stroke, v. 2014, p. 1–10, 2014.

BOURBONNAIS, D.; NOVEN, S. V. Weakness in Patients With Hemiparesis. American Journal of Occupational Therapy, v. 43, n. 5, p. 313–319, may 1989.

BOYD, L. A.; VIDONI, E. D.; WESSEL, B. D. Motor learning after stroke: is skill acquisition a prerequisite for contralesional neuroplastic change? Neuroscience letters, v. 482, n. 1, p. 21–25, 2010.

BRINKMAN, C. Supplementary motor area of the monkey's cerebral cortex: short- and long-term deficits after unilateral ablation and the effects of subsequent callosal section. The Journal of Neuroscience, v. 4, n. 4, p. 918–929, 1984.

BRUNNSTRÖM, S. Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach. Universidade de Michigan, USA: Harper & Row, 1970.

BUMA, F.; KWAKKEL, G.; RAMSEY, N. Understanding upper limb recovery after stroke. Restorative Neurology and Neuroscience, v. 31, n. 6, p. 707–722, 2013.

BURGAR, C. G.; LUM, P. S.; Erika Scremin, A. M.; GARBER, S. L.; Machiel van der Loos, H. F.; KENNEY, D.; SHOR, P. Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of veterans affairs multisite clinical trial. Journal of Rehabilitation Research and Development, v. 48, n. 4, p. 445–458, 2011.

- BURGAR, C. G.; LUM, P. S.; SHOR, P. C.; Machiel Van der Loos, H. F. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. Journal of rehabilitation research and development, v. 37, n. 6, p. 663–673, 2014.
- BURKE, D. Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. Advances in neurology, v. 47, p. 401–423, 1988.
- CAREY, L. M.; MATYAS, T. A.; OKE, L. E. Sensory loss in stroke patients: effective training of tactile and proprioceptive discrimination. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 74, n. 6, p. 602–611, 1993.
- CARMICHAEL, S. T. Cellular and molecular mechanisms of neural repair after stroke: making waves. Annals of Neurology, v. 59, n. 5, p. 735–742, 2006.
- CHATURVEDI, A. Effect of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Functional recovery of Patient's with Stroke-A review. Journal of Neurology and Neuroscience, v. 08, n. 05, p. 3–5, 2017.
- CIRSTEA, M. C.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. Brain, v. 123, n. 5, p. 940–953, 2000.
- COREY, D. M.; HOPTURLEY, M. M.; FOUNDAS, A. L. Right and left handedness defined: a multivariate approach using hand preference and hand performance measures. Neuropsychiatry, neuropsychology, and behavioral neurology, v. 14, n. 3, p. 144–52, 2001.
- CRISCIMAGNA-HEMMINGER, S. E.; SHADMEHR, R. Consolidation patterns of human motor memory. Journal of Neuroscience, v. 28, n. 39, p. 9610–9618, 2008.
- DEPARTMENT OF ECONOMIC AND SOCIAL AFFAIRS. World population prospects: the 2010 revision, volume i: comprehensive tables. United Nations - Population Division, Population Estimates and Projections Sections. New York: United Nations, 2011.
- DONCHIN, O.; GRIBOVA, A.; STEINBERG, O.; BERGMAN, H.; VAADIA, E. Primary motor cortex is involved in bimanual coordination. Nature, v. 395, n. 6699, p. 274–278, Sep 1998.
- DU, Y.; CLARK, J. E. New insights into statistical learning and chunk learning in implicit sequence acquisition. Psychonomic Bulletin and Review, v. 24, n. 4, p. 1225–1233, 2017.
- DU, Y.; VALENTINI, N. C.; KIM, M. J.; WHITALL, J.; CLARK, J. E. Children and adults both learn motor sequences quickly, but do so differently. Frontiers in Psychology, v. 8, n. Feb, p. 1–10, 2017.
- DUTTON, M. Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção. [S.l.]: Artmed Editora, 2009.
- ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. Journal of Applied Physiology, v. 72, n. 5, p. 1631–1648, 2017.
- FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. Journal of experimental psychology, v. 47, n. 6, p. 381–391, June 1954.

- FRANZ, E. A.; ZELAZNIK, H. N.; SWINNEN, S.; WALTER, C. Spatial conceptual influences on the coordination of bimanual actions: when a dual task becomes a single task. Journal of Motor Behavior, v. 33, n. 1, p. 103–112, 2001.
- GABITOV, E.; MANOR, D.; KARNI, A. Patterns of modulation in the activity and connectivity of motor cortex during the repeated generation of movement sequences. Journal of cognitive neuroscience, v. 27, n. 4, p. 736–751, apr 2015.
- GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiological reviews, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, Oct 2001.
- GEORGOPOULOS, A. P.; KALASKA, J. F.; MASSEY, J. T. Spatial trajectories and reaction times of aimed movements: effects of practice, uncertainty, and change in target location. Journal of Neurophysiology, v. 46, n. 4, p. 725–743, 2017.
- GESCHWIND, N. The apraxias: neural mechanisms of disorders of learned movement. American scientist, v. 63, n. 2, p. 188–195, 1975.
- GHEZ, C.; FAVILLA, M.; GHILARDI, M. F.; GORDON, J.; BERMEJO, R.; PULLMAN, S. Discrete and continuous planning of hand movements and isometric force trajectories. Experimental Brain Research, v. 115, n. 2, p. 217–233, June 1997.
- GHILARDI, M.; SILVESTRI, G.; FEIGIN, A.; MATTIS, P.; ZGALJARDIC, D.; MOISELLO, C.; CRUPI, D.; MARINELLI, L.; DIROCCO, A.; EIDELBERG, D. Implicit and explicit aspects of sequence learning in pre-symptomatic Huntington's disease. Parkinsonism & Related Disorders, v. 14, n. 6, p. 457–464, Aug 2008.
- GHILARDI, M. F.; EIDELBERG, D.; SILVESTRI, G.; GHEZ, C. The differential effect of PD and normal aging on early explicit sequence learning. Neurology, v. 60, n. 8, p. 1313–1319, 2003.
- GHILARDI, M. F.; FEIGIN, A. S.; BATTAGLIA, F.; SILVESTRI, G.; MATTIS, P.; EIDELBERG, D.; Di Rocco, A. L-Dopa infusion does not improve explicit sequence learning in Parkinson's disease. Parkinsonism and Related Disorders, v. 13, n. 3, p. 146–151, 2007.
- GHILARDI, M. F.; MOISELLO, C.; SILVESTRI, G.; GHEZ, C.; KRAKAUER, J. W. Learning of a sequential motor skill comprises explicit and implicit components that consolidate differently. Journal of Neurophysiology, v. 101, n. 5, p. 2218–2229, 2009.
- GRAFTON, S. T.; HAZELTINE, E.; IVRY, R. B. Motor sequence learning with the nondominant left hand: a PET functional imaging study. Experimental Brain Research, v. 146, n. 3, p. 369–378, 2002.
- HADJIOSIF, A.; SMITH, M. A. Savings is restricted to the temporally labile component of motor adaptation. Translational and Computational Motor Control, p. 409–419, 2013.
- HAYASHI, T.; NOZAKI, D. Improving a bimanual motor skill through unimanual training. Frontiers in integrative neuroscience, v. 10, n. July, p. 25, 2016.
- HELMHOLTZ, H. V. Handbuch der physiologischen Optik: vol. 9. Leipzig: Voss, 1867.

HENING, W.; FAVILLA, M.; GHEZ, C. Trajectory control in targeted force impulses - V. Gradual specification of response amplitude. Experimental Brain Research, v. 71, n. 1, p. 116–128, 1988.

HESSE, S.; SCHULTE-TIGGES, G.; KONRAD, M.; BARDELEBEN, A.; WERNER, C. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 84, n. 6, p. 915–920, 2003.

HESSE, S.; WALDNER, A.; MEHRHOLZ, J.; TOMELLERI, C.; POHL, M.; WERNER, C. Combined transcranial direct current stimulation and robot-assisted arm training in subacute stroke patients: an exploratory, randomized multicenter trial. Neurorehabilitation and Neural Repair, v. 25, n. 9, p. 838–846, 2011.

HESSE, S.; WERNER, C.; POHL, M.; RUECKRIEM, S.; MEHRHOLZ, J.; LINGNAU, M. L. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: a single-blinded randomized trial in two centers. Stroke, v. 36, n. 9, p. 1960–1966, 2005.

HOGAN, N. Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part II—Implementation. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, v. 107, n. 1, p. 8, 1985.

HOGAN, N. Stable execution of contact tasks using impedance control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 1987, Raleigh. **Proceedings[...]**. Washington: IEEE Computer Society Press, 1987. v. 4, p. 1047–1054.

JOHANSSON, R. S.; THEORIN, A.; WESTLING, G.; ANDERSSON, M.; OHKI, Y.; NYBERG, L. How a lateralized brain supports symmetrical bimanual tasks. PLoS Biology, v. 4, n. 6, p. 1025–1034, 2006.

JOHNSON, W.; ONUMA, O.; OWOLABI, M.; SACHDEV, S. Stroke: a global response is needed. Bulletin of the World Health Organization, v. 94, n. 9, p. 634, 2016.

JØRGENSEN, H. S.; NAKAYAMA, H.; RAASCHOU, H. O.; VIVE-LARSEN, J.; STØIER, M.; OLSEN, T. S. Outcome and time course of recovery in stroke. Part I: Outcome. The Copenhagen stroke study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 76, n. 5, p. 399–405, 1995.

KABAT, H.; KNOTT, M. Proprioceptive Facilitation Technics for Treatment of Paralysis. Physical Therapy, Oxford University Press, v. 33, n. 2, p. 53–64, Feb 1953.

KAMI, A.; MEYER, G.; JEZZARD, P.; ADAMS, M. M.; TURNER, R.; UNGERLEIDER, L. G. Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. Nature, v. 377, n. 6545, p. 155–158, 1995.

KANTAK, S.; JAX, S.; WITTENBERG, G. Bimanual coordination: A missing piece of arm rehabilitation after stroke. Restorative Neurology and Neuroscience, v. 35, n. 4, p. 347–364, 2017.

KAZENNIKOV, O.; HYLAND, B.; CORBOZ, M.; BABALIAN, A.; ROUILLER, E. M.; WIESENDANGER, M. Neural activity of supplementary and primary motor areas in monkeys and its relation to bimanual and unimanual movement sequences. Neuroscience, v. 89, n. 3, p. 661–674, 1999.

- KELSO, J. A. Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology, v. 246, n. 6, p. R1000—R1004, 1984.
- KILBREATH, S. L.; HEARD, R. C. Frequency of hand use in healthy older persons. Australian Journal of Physiotherapy, v. 51, n. 2, p. 119–122, 2005.
- KITAGO, T.; RYAN, S. L.; MAZZONI, P.; KRAKAUER, J. W.; HAITH, A. M. Unlearning versus savings in visuomotor adaptation: Comparing effects of washout, passage of time and removal of errors on motor memory. Frontiers in Human Neuroscience, v. 7, n. June, p. 1–7, 2013.
- KORMAN, M.; RAZ, N.; FLASH, T.; KARNI, A. Multiple shifts in the representation of a motor sequence during the acquisition of skilled performance. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, v. 100, n. 21, p. 12492–12497, 2003.
- KORNYSHEVA, K.; DIEDRICHSEN, J. Human premotor areas parse sequences into their spatial and temporal features. eLife, v. 3, p. e03043, Aug 2014.
- KRAKAUER, J. W.; HADJIOSIF, A. M.; XU, J.; WONG, A. L.; HAITH, A. M. Motor learning. Comprehensive Physiology, v. 9, n. 2, p. 613–663, 2019.
- KUMAR, C.; OSTWAL, P. Comparison between task-oriented training and proprioceptive neuromuscular facilitation exercises on lower extremity function in cerebral palsy: a randomized clinical trial. Journal of Novel Physiotherapies, v. 06, n. 03, 2016.
- KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; LINDEMAN, E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. Restorative neurology and neuroscience, v. 22, n. 3-5, p. 281–299, 2004.
- KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; TWISK, J. Impact of time on improvement of outcome after stroke. Stroke, v. 37, n. 9, p. 2348–2353, 2006.
- LANCE, J. W. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenbeg Lecture. Neurology, v. 30, n. 12, p. 1303–1313, 1980.
- LANG, C. E.; MACDONALD, J. R.; REISMAN, D. S.; BOYD, L.; KIMBERLEY, T. J.; SCHINDLER-IVENS, S. M.; HORNBY, T. G.; ROSS, S. A.; SCHEETS, P. L. Observation of amounts of movement practice provided during stroke rehabilitation. Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 90, n. 10, p. 1692–1698, Oct 2009.
- LANGHORNE, P.; BERNHARDT, J.; KWAKKEL, G. Stroke rehabilitation. The Lancet, v. 377, n. 9778, p. 1693–1702, May 2011.
- LEVIN, M. F. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. Brain, v. 119 (Pt 1), n. 1, p. 281–293, Feb 1996.
- LEVIN, M. F.; KLEIM, J. A.; WOLF, S. L. What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke? Neurorehabilitation and Neural Repair, v. 23, n. 4, p. 313–319, 2008.
- LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D. Bimanual coordination dynamics in poststroke hemiparetics. Journal of Motor Behavior, v. 36, n. 2, p. 174–188, 2004.

- LIAO, W. W.; WU, C. Y.; HSIEH, Y. W.; LIN, K. C.; CHANG, W. Y. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation on daily function and real-world arm activity in patients with chronic stroke: A randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation, v. 26, n. 2, p. 111–120, 2012.
- LIEPERT, J.; BAUDER, H.; WOLFGANG, H. R.; MILTNER, W. H.; TAUB, E.; WEILLER, C. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. Stroke, v. 31, n. 6, p. 1210–1216, June 2000.
- LONG, J.; TAZOE, T.; SOTEROPOULOS, D. S.; PEREZ, M. A. Interhemispheric connectivity during bimanual isometric force generation. Journal of Neurophysiology, v. 115, n. 3, p. 1196–1207, 2016.
- LOTUFO, P. A. Stroke in brazil: a neglected disease. São Paulo Medical Journal, v. 123, n. 1, p. 3–4, 2005.
- LUM, P. S.; BURGAR, C. G.; SHOR, P. C.; MAJMUNDAR, M.; Van der Loos, M. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 83, n. 7, p. 952–959, 2002.
- LUM, P. S.; BURGAR, C. G.; VAN DER LOOS, M.; SHOR, P. C.; MAJMUNDAR, M.; YAP, R. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. Journal of Rehabilitation Research and Development, v. 43, n. 5, p. 631–642, 2006.
- LUM, P. S.; REINKENSMEYER, D. J.; LEHMAN, S. L. Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, v. 1, n. 3, p. 185–191, 1993.
- MANG, C. S.; CAMPBELL, K. L.; ROSS, C. J.; BOYD, L. A. Promoting neuroplasticity for motor rehabilitation after stroke: considering the effects of aerobic exercise and genetic variation on brain-derived neurotrophic factor. Physical therapy, v. 93, n. 12, p. 1707–1716, 2013.
- MAREK, S. M.; CRAMER, J. T.; FINCHER, A. L.; MASSEY, L. L.; DANGELMAIER, S. M.; PURKAYASTHA, S.; FITZ, K. A.; CULBERTSON, J. Y. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. Journal of athletic training, v. 40, n. 2, p. 94–103, June 2005.
- MASIA, L.; KREBS, H. I.; CAPPAS, P.; HOGAN, N. Design and characterization of hand module for whole-arm rehabilitation following stroke. IEEE/ASME transactions on mechatronics, v. 12, n. 4, p. 399–407, Aug 2007.
- MOISELLO, C.; CRUPI, D.; TUNIK, E.; QUARTARONE, A.; BOVE, M.; TONONI, G.; GHILARDI, M. F. The serial reaction time task revisited: a study on motor sequence learning with an arm-reaching task. Experimental Brain Research, v. 194, n. 1, p. 143–155, Mar 2009.
- MOON, S. K.; ALAVERDASHVILI, M.; CROSS, A. R.; WHISHAW, I. Q. Both compensation and recovery of skilled reaching following small photothrombotic stroke to motor cortex in the rat. Experimental Neurology, v. 218, n. 1, p. 145–153, 2009.

- MÜLLER, H.; STERNAD, D. Decomposition of variability in the execution of goal-oriented tasks: three components of skill improvement. Journal of experimental psychology, v. 30, n. 1, p. 212–233, 2004.
- MÜLLER, H.; STERNAD, D. Motor learning: changes in the structure of variability in a redundant task. In: STERNAD, Dagmar. Boston, MA: Springer, 2009. p. 439–456.
- NOZAKI, D.; KURTZER, I.; SCOTT, S. H. Limited transfer of learning between unimanual and bimanual skills within the same limb. Nature Neuroscience, v. 9, n. 11, p. 1364–1366, 2006.
- NUDO, R.; JENKINS, W.; MERZENICH, M.; PREJEAN, T.; GREYDAS, R. Neurophysiological correlates of hand preference in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. The Journal of Neuroscience, v. 12, n. 8, p. 2918–2947, 2018.
- OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. Neuropsychologia, v. 9, n. 1, p. 97–113, 1971.
- PARK, J. The effect of task-oriented training on the muscle activation of the upper extremity in chronic stroke patients. Journal of Physical Therapy Science, v. 28, n. 4, p. 1384–1386, 2016.
- PASSINGHAM, R. E.; WISE, S. P. The neurobiology of the prefrontal cortex: anatomy, evolution, and the origin of insight. [S.l.]: Oxford University Press, 2012.
- PELLETIER, M.; DOYON, M. On the implementation and performance of impedance control on position controlled robots. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 1994, San Diego. **Proceedings[...]**. Los Alamos: IEEE Computer Society Press, 1994. p. 1228–1233.
- PEREZ, M. A.; BUTLER, J. E.; TAYLOR, J. L. Modulation of transcallosal inhibition by bilateral activation of agonist and antagonist proximal arm muscles. Journal of Neurophysiology, v. 111, n. 2, p. 405–414, 2014.
- PETERS, A. J.; LIU, H.; KOMIYAMA, T. Learning in the rodent motor cortex. Annual Review of Neuroscience, v. 40, n. 1, p. 77–97, 2017.
- RENSINK, M.; SCHUURMANS, M.; LINDEMAN, E.; HAFSTEINSDÓTTIR, T. Task-oriented training in rehabilitation after stroke. Journal of Advanced Nursing, v. 65, n. 4, p. 737–754, 2009.
- RIBEIRO, A. J. M. Desenvolvimento de um sistema mecatrônico interativo para auxiliar no tratamento de reabilitação de crianças com deficiência motora nas pernas. 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.
- RICHARDS, L. G.; STEWART, K. C.; WOODBURY, M. L.; SENESAC, C.; CAURAUGH, J. H. Movement-dependent stroke recovery: a systematic review and meta-analysis of TMS and fMRI evidence. Neuropsychologia, v. 46, n. 1, p. 3–11, 2008.
- ROBERTSON, E. M. The serial reaction time task: implicit motor skill learning? Journal of Neuroscience, v. 27, n. 38, p. 10073–10075, 2007.

ROH, J.; RYMER, W. Z.; BEER, R. F. Evidence for altered upper extremity muscle synergies in chronic stroke survivors with mild and moderate impairment. Frontiers in Human Neuroscience, v. 9, n. Feb, p. 1–14, 2015.

ROH, J.; RYMER, W. Z.; PERREAULT, E. J.; YOO, S. B.; BEER, R. F. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. Journal of Neurophysiology, v. 109, n. 3, p. 768–781, 2013.

SADATO, N.; YONEKURA, Y.; WAKI, A.; YAMADA, H.; ISHII, Y. Role of the supplementary motor area and the right premotor cortex in the coordination of bimanual finger movements. The Journal of neuroscience, v. 17, n. 24, p. 9667–9674, 1997.

SALE, D.; MACDOUGALL, D. Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. Canadian journal of applied sport sciences, v. 6, n. 2, p. 87–92, June 1981.

SHADMEHR, R.; MOUSSAVI, Z. M. Spatial generalization from learning dynamics of reaching movements. The Journal of neuroscience, v. 20, n. 20, p. 7807–7815, 2000.

SHADMEHR, R.; MUSSA-IVALDI, F. A. Adaptive Task of Dynamics during Learning of a Motor Task. The Journal of neuroscience, v. 14, n. 5, p. 3208–3224, 1994.

SHMUELOF, L.; KRAKAUER, J. W.; MAZZONI, P. How is a motor skill learned? Change and invariance at the levels of task success and trajectory control. Journal of Neurophysiology, v. 108, n. 2, p. 578–594, 2012.

SHMUELOF, L.; YANG, J.; CAFFO, B.; MAZZONI, P.; KRAKAUER, J. W. The neural correlates of learned motor acuity. Journal of Neurophysiology, v. 112, n. 4, p. 971–980, 2014.

SING, G.; NAJAFI, B.; ADEWUYI, A.; SMITH, M. A. A novel mechanism for the spacing effect: Competitive inhibition between adaptive processes can explain the increase in motor skill retention associated with prolonged inter-trial spacing. In: **ADVANCES IN COMPUTATIONAL MOTOR CONTROL SYMPOSIUM**, 2009, Chicago. **Proceedings[...]**. Illinois, 2009. p. 1228–1233.

STERNAD, D. It's not (only) the mean that matters: variability, noise and exploration in skill learning. Current Opinion in Behavioral Sciences, v. 20, p. 183–195, 2018.

SWINNEN, S. P. Intermanual coordination: from behavioural principles to neural-network interactions. Nature Reviews Neuroscience, v. 3, n. 5, p. 348–359, 2002.

SWINNEN, S. P.; WENDEROTH, N. Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skill. Trends in Cognitive Sciences, v. 8, n. 1, p. 18–25, 2004.

TANJI, J.; OKANO, K.; SATO, K. C. Neuronal activity in cortical motor areas related to ipsilateral, contralateral, and bilateral digit movements of the monkey. Journal of neurophysiology, v. 60, n. 1, p. 325–343, 1988.

TAUB, E.; USWATTE, G.; MARK, V. W.; MORRIS, D. M. M. The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. Europa medicophysica, v. 42, n. 3, p. 241–256, 2006.

- TAZOE, T.; SASADA, S.; SAKAMOTO, M.; KOMIYAMA, T. Modulation of interhemispheric interactions across symmetric and asymmetric bimanual force regulations. European Journal of Neuroscience, v. 37, n. 1, p. 96–104, 2013.
- TOGA, A. W.; THOMPSON, P. M. Mapping brain asymmetry. Nature Reviews Neuroscience, v. 4, n. 1, p. 37–48, 2003.
- TOYOKURA, M.; MURO, I.; KOMIYA, T.; OBARA, M. Relation of bimanual coordination to activation in the sensorimotor cortex and supplementary motor area: analysis using functional magnetic resonance imaging. Brain Research Bulletin, v. 48, n. 2, p. 211–217, 1999.
- TRLEP, M.; MIHELJ, M.; MUNIH, M. Skill transfer from symmetric and asymmetric bimanual training using a robotic system to single limb performance. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 9, n. 1, p. 1–14, 2012.
- TWITCHELL, T. E. The restoration of motor function following hemiplegia in man. Brain, Oxford University Press, v. 74, n. 4, p. 443–480, 1951.
- VAN DELDEN, A. E. Q.; PEPPER, C. E.; KWAKKEL, G.; BEEK, P. J. A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation. Stroke Research and Treatment, v. 2012, 2012.
- VEERBEEK, J. M.; Van Wegen, E.; Van Peppen, R.; Van Der Wees, P. J.; HENDRIKS, E.; RIETBERG, M.; KWAKKEL, G. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. PLoS ONE, v. 9, n. 2, 2014.
- VERWEY, W. B. Concatenating familiar movement sequences: the versatile cognitive processor. Acta Psychologica, v. 106, n. 1-2, p. 69–95, 2001.
- WADDELL, K. J.; STRUBE, M. J.; BAILEY, R. R.; KLAESNER, J. W.; BIRKENMEIER, R. L.; DROMERICK, A. W.; LANG, C. E. Does task-specific training improve upper limb performance in daily life poststroke? Neurorehabilitation and neural repair, v. 31, n. 3, p. 290–300, 2017.
- WAGNER, J. M.; LANG, C. E.; SAHRMANN, S. A.; HU, Q.; BASTIAN, A. J.; EDWARDS, D. F.; DROMERICK, A. W. Relationships between sensorimotor impairments and reaching deficits in acute hemiparesis. Neurorehabilitation and Neural Repair, v. 20, n. 3, p. 406–416, 2006.
- WALKER, M. P.; BRAKEFIELD, T.; HOBSON, J. A.; STICKGOLD, R. Dissociable stages of human memory consolidation and reconsolidation. Nature, v. 425, n. 6958, p. 616–620, 2003.
- WALLER, S. M.; WHITALL, J. Bilateral arm training: why and who benefits? NeuroRehabilitation, v. 23, n. 1, p. 29–41, 2008.
- WARRAICH, Z.; KLEIM, J. A. Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation. PM and R, v. 2, n. 12 SUPPL, p. 208–219, 2010.
- WHISHAW, I. Q. Loss of the innate cortical engram for action patterns used in skilled reaching and the development of behavioral compensation following motor cortex lesions in the rat. Neuropharmacology, v. 39, n. 5, p. 788–805, 2000.

- WHISHAW, I. Q.; ALAVERDASHVILI, M.; KOLB, B. The problem of relating plasticity and skilled reaching after motor cortex stroke in the rat. Behavioural Brain Research, v. 192, n. 1, p. 124–136, 2008.
- WHITALL, J.; WALLER, S. M.; SILVER, K. H.; MACKO, R. F. Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. stroke, v. 31, n. 10, p. 2390–2395, 2000.
- WIESENDANGER, M. Weakness and the upper motoneurone syndrome: a critical pathophysiological appraisal. In: BERARDELLI, alfredo. Motor Disturbances II: A selection of papers delivered at the 2nd congress of the international medical society of motor disturbances held at rome. [S.l.]: Academic Press, 2012, p. 319–331.
- WOLF, A.; SCHEIDERER, R.; NAPOLITAN, N.; BELDEN, C.; SHAUB, L.; WHITFORD, M. Efficacy and task structure of bimanual training post stroke: a systematic review. Topics in stroke rehabilitation, v. 21, n. 3, p. 181–196, 2014.
- WONG, A. L.; HAITH, A. M.; KRAKAUER, J. W. Motor planning. Neuroscientist, v. 21, n. 4, p. 385–398, 2015.
- YEKUTIEL, M.; GUTTMAN, E. A controlled trial of the retraining of the sensory function of the hand in stroke patients. Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry, v. 56, n. 3, p. 241–244, Mar 1993.
- YOKOI, A.; BAI, W.; DIEDRICHSEN, J. Restricted transfer of learning between unimanual and bimanual finger sequences. Journal of Neurophysiology, v. 117, n. 3, p. 1043–1051, 2016.
- YOO, C.; PARK, J. Impact of task-oriented training on hand function and activities of daily living after stroke. Journal of Physical Therapy Science, v. 27, n. 8, p. 2529–2531, 2015.
- ZEILER, S. R.; KRAKAUER, J. W. The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. Current Opinion in Neurology, v. 26, n. 6, p. 609–616, 2013.
- ZHANG, S. Rapid reversible changes in dendritic spine structure in vivo gated by the degree of ischemia. Journal of Neuroscience, v. 25, n. 22, p. 5333–5338, 2005.

APÊNDICE A – Demonstração de $k_m = k_b$, no S.I.

Conforme já mencionado, um motor DC (de imã permanente) pode ser matematicamente modelado, a partir da lei de Kirchhoff para as malhas:

$$V_a = L_a \dot{I}_a + R_a I_a + V_b \quad (\text{A.1})$$

onde V_a , I_a , L_a e R_a são, respectivamente, a tensão, corrente, indutância e resistência de armadura; e V_b é a tensão contra-eletromotriz causada pela variação do fluxo magnético nas espiras do motor ao passo que este rotaciona (que pode ser positivo ou negativo).

Seguindo a mesma simplificação que a adotada em toda a modelagem neste trabalho, pode-se assumir que a indutância no circuito é desprezível. Além disso, por definição, a tensão contra-eletromotriz, V_b , pode ser escrita como sendo proporcional à velocidade de rotação do motor ($\dot{\theta}$), ou seja,

$$V_b = k_b \dot{\theta} \quad (\text{A.2})$$

onde a constante de proporcionalidade, k_b , é denominada *constante de velocidade* do motor.

Desta forma, reescrevendo a equação A.1:

$$V_a = R_a I_a + k_b \dot{\theta} \quad (\text{A.3})$$

A potência elétrica (P_{in}) necessária para rotacionar o motor a uma velocidade, $\dot{\theta}$, é, portanto, calculada pela multiplicação da tensão de armadura, V_a , pela corrente, I_a , também de armadura. Assim, utilizando A.3,

$$P_{in} = V_a \cdot I_a = R_a I_a^2 + k_b I_a \dot{\theta} \quad (\text{A.4})$$

Se avaliarmos a potência entregue pelo motor (P_{out}), esta deverá ser equivalente a soma da sua potência mecânica (P_m) e as perdas geradas nos enrolamentos de armadura, modelada como a potência dissipada por uma resistência, R_a , quando atravessada por uma corrente, I_a . Tem-se

$$P_{out} = P_m + R_a I_a^2 \quad (\text{A.5})$$

A potência mecânica (P_m) é dada pela multiplicação da velocidade, $\dot{\theta}$, pelo torque de saída, T_{act} . Adicionalmente, a relação entre torque de saída (do motor) e a corrente de armadura é estabelecida pela constante de torque, k_m . Assim, reescrevendo a equação A.5

$$P_{out} = R_a I_a^2 + k_m I_a \dot{\theta} \quad (A.6)$$

Por conservação de energia, a potência de entrada (elétrica), P_{in} , deve ser igual à potência de saída (mecânica, mais perdas nos enrolamentos), P_{out} . Para que as equações A.4 e A.6 sejam iguais é necessário que $k_m = k_b$.

Com relação às unidades, para que sejam iguais (ou equivalentes) é preciso que ambos estejam no S.I.. Para verificar isso, pode-se partir das unidades de cada um no S.I. e utilizar as definições de *Volts* ($[V]$) e *Ampere* ($[A]$). A primeira é definida pela razão entre energia potencial e carga, e a segunda como sendo a taxa de carga por uma certa unidade de tempo. Assim,

$$[V] = \frac{[kg] \cdot [m]}{[C] \cdot [s]^2} \quad (A.7)$$

e

$$[A] = \frac{[C]}{[s]} \quad (A.8)$$

onde $[kg]$, $[m]$, $[s]$ e $[C]$ são, respectivamente, as unidades de massa, distância, tempo e carga, no Sistema Internacional de Unidades.

Desta forma, evoluindo as unidade de k_m e k_b , tem-se que

$$[k_m] = \frac{[N] \cdot [m]}{[C] \cdot [A]} = \frac{[kg] \cdot [m]}{[C] \cdot [s]} \quad (A.9)$$

e

$$[k_b] = \frac{[V]}{\frac{[rad]}{[s]}} = \frac{[kg] \cdot [m]}{[C] \cdot [s]} \quad (A.10)$$