



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

VINICIUS TEIXEIRA DA COSTA

**A INFLUÊNCIA DE PISTAS VISUAIS EM PROCESSOS DE ADAPTAÇÃO
SENSÓRIO-MOTORA**

Uberlândia
2019

VINICIUS TEIXEIRA DA COSTA

**A INFLUÊNCIA DE PISTAS VISUAIS EM PROCESSOS DE ADAPTAÇÃO
SENSÓRIO-MOTORA**

Dissertação de Mestrado apresentado como requisito para obtenção de título de Mestre em Ciências do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica pela Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares
Coorientador: Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

Uberlândia
2019

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

C882 COSTA, VINICIUS TEIXEIRA DA, 1994-
2019 A INFLUÊNCIA DE PISTAS VISUAIS EM PROCESSOS DE
ADAPTAÇÃO SENSORIO-MOTORA [recurso eletrônico] / VINICIUS
TEIXEIRA DA COSTA. - 2019.

Orientador: ALCIMAR BARBOSA SOARES.
Coorientador: SÉRGIO RICARDO DE JESUS OLIVEIRA.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em:
<http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2019.2336>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. BARBOSA SOARES, ALCIMAR, 1965-,
(Orient.). II. DE JESUS OLIVEIRA, SÉRGIO RICARDO, -, (Coorient.).
III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia
Biomédica. IV. Título.

CDU: 62:61

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

ATA DE DEFESA

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 050, PPGEB				
Data:	Vinte e um de agosto de dois mil e dezenove	Hora de início:	14:00 h	Hora de encerramento:	16:20 h
Matrícula do Discente:	11622EBI009				
Nome do Discente:	Vinicius Teixeira da Costa				
Título do Trabalho:	Influência de Pistas Visuais em Processos de Adaptação Sensorio-Motora				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Integração Sensorio-Motora Como Estratégia Para Potencialização do Reaprendizado Motor de Pacientes Paréticos Pós-AVE				

Reuniu-se no Anfiteatro do Bloco 1E, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes - UFTM; Edgard Afonso Lamounier Júnior - FEELT/UFU; Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira - FEELT/UFU; Alcimar Barbosa Soares orientador do candidato.

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

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

Aprovado.

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

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

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

Documento assinado eletronicamente por **Alcimar Barbosa Soares, Professor(a) do Magistério**



Superior, em 21/08/2019, às 21:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Sergio Ricardo de Jesus Oliveira, Membro de Comissão**, em 22/08/2019, às 17:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes, Usuário Externo**, em 22/08/2019, às 22:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Edgard Afonso Lamounier Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 26/08/2019, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1484220** e o código CRC **F2A16705**.

VINICIUS TEIXEIRA DA COSTA

**A INFLUÊNCIA DE PISTAS VISUAIS EM PROCESSOS DE ADAPTAÇÃO
SENSÓRIO-MOTORA**

Dissertação de Mestrado apresentado à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores listada abaixo, como parte dos requisitos para obtenção de título de Mestre em Ciências do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Data da Defesa: 21/08/2019

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares (Orientador – UFU)

Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira (Coorientador – UFU)

Prof. Dr. Edgard Afonso Lamounier Júnior (UFU)

Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes (UFTM)

Uberlândia
2019

“No início do terceiro milênio, devido ao prolongado envelhecimento, as desordens neurológicas estão crescendo e um conhecimento mais profundo do cérebro é necessário. Pesquisas científicas e tecnológicas, desde os níveis moleculares até os comportamentais, têm sido realizadas em diversos lugares, mas não tem sido desenvolvida numa forma realmente interdisciplinar. A pesquisa deve ser baseada na convergência de diferentes setores científicos interligados, não de forma isolada como foi no passado”.

Rita Levi-Montalcini,

Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina, 1986.

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente a Deus, que me deu saúde e forças para superar todos os momentos difíceis que me deparei ao longo dessa pós-graduação e por me guiar sempre em minha vida.

A minha mãe Rosemeire Teixeira pelo amor, incentivo e apoio incondicional, a minha família que sempre esteve ao meu lado mesmo nos momentos difíceis.

A Thatiane Hermógenes por me incentivar a ser uma pessoa melhor e não desistir dos meus sonhos.

Ao Professor Alcimar Barbosa Soares pelo incentivo, cobrança e orientação deste trabalho e ao Professor Sérgio Ricardo de Oliveira Jesus por toda motivação, ajuda e coorientação nesse projeto.

Também quero agradecer a todos os alunos de Iniciação Científica (ICs) que me auxiliaram nesse processo em especial ao Túlio e Victor que tiveram um papel fundamental.

Aos colegas de laboratório (Biolab) que estiveram ao meu lado durante essa jornada.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

RESUMO

A adaptação motora é inerentemente importante para a reabilitação. Adaptação repetida pode levar ao aprendizado de uma nova tarefa. Embora menos compreendido, esse tipo de aprendizado motor é um método importante para se obter melhorias de longo prazo nos padrões de movimento. Assim, o aprimoramento do controle motor novo não é considerado um processo de cancelamento de perturbações, e sim, um processo que se assemelha a uma reotimização do movimento que auxilia no aprendizado e na predição de consequências sensoriais dos comandos motores. Compreender os mecanismos de adaptação e aprendizagem sensório-motora são essenciais para o aprimoramento de estratégias e protocolos de reabilitação neuromotora. Sabe-se que, para maximização do desempenho em tarefas motoras, a geração de perturbações estocásticas, seja pela variação de velocidade ou posição que leve à desestabilização do movimento fluído, tem consequências positivas no processo de adaptação motora. Nesse sentido, este estudo tem por objetivo verificar a influência de pistas visuais na avaliação de erro de predição, realizando intervenções no movimento de alcance. Para tal, foi desenvolvida uma plataforma robótica e sua respectiva interface computacional, em que os sujeitos podem executar tarefas de movimento no plano x-y que podem ser acompanhadas ou não de perturbações. Ao todo 8 voluntários foram avaliados durante tarefas de deslocamento do manipulador x-y, acompanhadas ou não de variações de campos de força e pistas visuais do campo. Foi percebido que pistas visuais interferem negativamente na adaptação motora e que campos de força aleatórios tem impactos prejudiciais no aprendizado.

Palavras-chaves: adaptação, aprendizado, controle, desempenho, plataforma robótica.

ABSTRACT

Motor adaptation is inherently important for rehabilitation. Repeated adaptation can lead to learning a new task. Although less well understood, this type of motor learning is an important method for achieving long-term improvements in movement patterns. Thus, the improvement of the new motor control is not considered a disturbance cancellation process, but rather a process that resembles a reoptimization of movement that helps in learning and predicting sensory consequences of motor commands. Understanding the mechanisms of adaptation and sensorimotor learning are essential for improving neuromotor rehabilitation strategies and protocols. It is known, to maximize performance in motor tasks, the generation of stochastic disturbances, either by speed or position variation that leads to the destabilization of fluid movement, has positive consequences in the motor adaptation process. In this sense, this study aims to verify the influence of visual cues in the prediction error evaluation, performing interventions in the range movement. To this end, a robotic platform and its respective computational interface were developed, in which subjects can perform motion tasks in the x-y plane that may or may not be accompanied by disturbances. In all 8 volunteers were evaluated during x-y handler displacement tasks, whether or not accompanied by variations in force fields and visual field clues. Visual cues negatively interfere with motor adaptation and random force fields have detrimental impacts on learning.

Keywords: adaptation, learning, control, performance, robotic platform.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Modelo mecânico do manipulador robótico construído.	30
Figura 2 - Manipulador robótico real utilizado nas coletas do experimento, (A) pinos delimitadores, (B) Encoders e (C) chaves magnéticas fim de curso.....	31
Figura 3 - Distribuição dos componentes eletrônicos para controle do manipulador. (A) Entrada de alimentação AC (127/220V). (B) Chave geral Liga/Desliga. (C) Led de sinalização para indicar que o sistema está ligado. (D) Fonte AC/DC. (E) Entradas e saídas de cabos de controle para o manipulador (encoders, alimentação dos motores, chaves fim de curso). (F) Placa para condicionamento dos sinais para controle do manipulador. (G) Sensores de corrente para permitir o cálculo do torque dos motores. (H) Drivers de potência formados por 2 pontes-H para alimentar os motores. (I) Cooler para refrigeração do sistema. (J) Entrada do cabo USB para comunicação entre o computador e o microcontrolador embarcado.	33
Figura 4 - Esquema eletrônico da placa de circuito impresso para condicionamento dos atuadores e sensores. Acima à amplificação detalhada e abaixo o modelo 3D da placa finalizada.....	34
Figura 5 - Visão isométrica da montagem do sistema.	35
Figura 6 - Experimento para medir corrente correlacionado ao torque gerado no sistema.....	39
Figura 7 - Gráfico de relação entre torque e corrente. Em laranja os pontos de medida de torque x corrente e em pontilhado azul a linha de tendência gerada.....	40
Figura 8 - Modelo de controle PID.	41
Figura 9 – Diagrama de funcionamento do software do microcontrolador embarcado.	44
Figura 10 – Interface para cadastro dos voluntários/pacientes.	45
Figura 11 – Interface para configuração da sessão experimental.	46
Figura 12 - (a) Ilustração do processo de alcance com manipulador robótico e interface de retroalimentação. (b) Ilustração da direção e intensidade do campo de força a ser aplicada durante a realização do movimento de alcance (quanto mais a amplitude do sinal, maior a força, da direita para esquerda, que será aplicada pelos motores, perpendicularmente à direção de movimento que o usuário realiza).	47
Figura 13 - Ilustração das tarefas de manipulação. (a) sem obstrução. (b) com obstrução visual da posição real do manipulador robótico.	48
Figura 14 – Procedimento do experimento. (a) Divisão das fases do experimento, três séries de baseline, três séries de adaptação, três séries sem a visão do manipulador, três séries de washout e duas séries de readaptação. (b) Pista visual que o grupo teve acesso (em roxo), os quadros cinzas sinalizam onde o quadro azul (que representa a posição do manipulador) deverá acertar. (c) Ao acertar o alvo cinza superior, este alvo se torna verde para sinalizar o fim do alcance e retornar ao quadro cinza inferior. (d) A linha roxa demonstra como a pista visual era mostrada para o usuário, esta linha também	

poderia ser exibida espelhada pela direita para mostrar o campo formado pelo lado direito dependendo da aleatoriedade.	49
Figura 15 – Ilustração de possíveis erros de “chegada”. Três chegadas erradas, e uma correta (verde).	50
Figura 16 - Exemplo de tentativas de alcance realizadas durante uma das tarefas do protocolo. O padrão de cores mostra a sequência de realização da tarefa (preta: início, vermelho: final).	53
Figura 17 – Evolução do erro médio por série de alcances para cada voluntário.	55
Figura 18 - Evolução das médias de erro de cada grupo para cada tentativa. A cor vermelho transparente representa a média dos erros de área do grupo que recebeu a pista da trajetória e a cor azul transparente do grupo que não recebeu a pista de trajetória. O círculo vermelho representa a média da série do grupo que recebeu a pista da trajetória e o quadrado azul a média da série dos erros de área.	56
Figura 19 - Evolução do erro médio por tentativa separados por campos contra e a favor do movimento concêntrico da mão dominante. (a) Mostra a média dos erros de área por série de cada voluntário do campo a favor do movimento concêntrico da mão dominante, voluntários representados por círculos representam indivíduos que obtiveram visualização da trajetória nas fases de adaptação e sem visão, já os indivíduos representados por quadrados indicam pessoas que não receberam a trajetória. (b) Mostra a média dos erros de área por série de cada voluntário no campo contra o movimento concêntrico da mão dominante.	58
Figura 20 - Representam o erro de área normalizado por tentativa separados por campos contra e a favor do movimento concêntrico da mão dominante. (a) Média dos erros de área por grupos dos movimentos com campo contra o movimento concêntrico. O círculo vermelho representa a média da série do grupo que recebeu a pista da trajetória e o quadrado azul a média da série dos erros de área. (b) Média dos erros de área por grupos no campo dos movimentos a favor do movimento concêntrico.	60

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Tabela de ajustes de parâmetro PID de Ziegler Nichols (ZIEGLER; NICHOLS, 1942).....	42
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC – *Alternating current*;

AVC – Acidente Vascular Cerebral;

AVE – Acidente Vascular Encefálico;

DC – *Direct current*;

g – *gramas*;

Hz – *Hertz*;

M1 – Motor primário;

Nm – Newton metro;

SNC – Sistema Nervoso Central;

OMS – Organização Mundial de Saúde;

PID – Proporcional Integral Derivativo;

PWM – *Pulse width modulation*;

USB – *Universal Serial Bus*;

V – *Volts*;

X-Y – Eixo horizontal e vertical;

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	10
1. INTRODUÇÃO.....	10
1.1. OBJETIVOS	16
1.1.1. OBJETIVO GERAL.....	16
1.1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.2. ESTRUTURA DO DOCUMENTO	17
CAPÍTULO 2	18
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1. ADAPTAÇÃO MOTORA E APRENDIZAGEM	18
2.2. INTERVENÇÕES COMPORTAMENTARIS	22
2.3. REABILITAÇÃO ROBÓTICA.....	27
CAPÍTULO 3	29
3. MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1. MANIPULADOR ROBÓTICO	29
3.2. CONTROLE DO EQUIPAMENTO	35
3.2.1. CONTROLE DO MOVIMENTO E TORQUE XY	35
3.2.2. CALIBRAÇÃO DO TORQUE	37
3.2.3. SINTONIA DO CONTROLADOR	40
3.3. SOFTWARE DE CONTROLE EMBARCADO	43
3.4. INTERFACE COM USUÁRIO.....	44
3.5. PROTOCOLO EXPERIMENTAL	46
3.6. ANÁLISE DE DADOS	49
CAPÍTULO 4.....	51
4. RESULTADOS.....	51
4.1. PARTICIPANTES.....	51
4.2. EXPERIMENTOS.....	52
4.3. IMPACTO DE PISTAS VISUAIS NA ADAPTAÇÃO DO MOVIMENTO.....	53
4.4. EFEITO OBSTRUÇÃO (DA FASE SEM VISÃO) DURANTE AS SESSÕES.....	57
4.5. EFEITOS DE CAMPO DE FORÇA CONCÊNTRICOS E EXCÊNTRICOS	57
CAPÍTULO 5	62
5. DISCUSSÃO	62
5.1. PISTAS VISUAIS PROVOCAM ADAPTAÇÃO MAIS LENTA	63
5.2. MAIOR FACILIDADE DE ADAPTAÇÃO EM CAMPOS CONCÊNTRICOS	64

5.3. VARIAÇÃO DOS CAMPOS DE FORÇA PROMOVEU A ATUALIZAÇÃO DE APRENDIZADO OU ALTERAÇÃO NO ERRO DE PREDIÇÃO?	66
CAPÍTULO 6	68
6. CONCLUSÃO.....	68
6.1. CONTRIBUIÇÃO CIENTÍFICA	68
6.2. TRABALHOS FUTUROS	70
REFERÊNCIAS.....	71
ANEXOS	81

Capítulo 1

1. INTRODUÇÃO

A capacidade de adquirir novas habilidades motoras sem interromper ou alterar significativamente as existentes é fundamental para o desenvolvimento de um amplo repertório motor (SHEAHAN *et al.*, 2018). Os sistemas biológicos complexos como o sistema motor são muito suscetíveis a falhas e anormalidades no seu funcionamento. Em consequência, diversas lesões e doenças em diferentes componentes do sistema motor afetam a execução dos movimentos e produzem uma ampla variedade de sintomas. Por exemplo, desordens dos núcleos da base geralmente produzem hipercinesias (Doença de Huntington) ou hipocinesia (Doença de Parkinson), doenças cerebelares produzem incoordenação e problemas de equilíbrio (ataxia), e lesões espinais, geralmente, produzem fraqueza e espasticidade (KANDEL *et al.*, 2013). Danos em neurônios motores inferiores do tronco cerebral ou a medula espinal podem resultar em fraqueza, atrofia, hipotonia e hiporreflexia de alguns músculos. Em contraste, as disfunções nos neurônios motores superiores (como gerados por um Acidente Vascular

Encefálico - AVE) geralmente comprometem grandes grupos musculares, podendo comprometer inteiramente o lado do corpo contralateral a área afetada. Sintomas característicos destas disfunções associadas ao AVE são espasticidade, hipertonia, paresia, além da possível incapacidade de planejamento e execução de tarefas complexas (apraxia)(CARLOS; IBARRA, 2014).

Segundo projeções da Organização Mundial da Saúde (OMS) as doenças neurológicas cerebrovasculares, degenerativas ou traumáticas (como a Doença de Parkinson, o Acidente Vascular Cerebral (AVE), a Paralisia Cerebral e a Esclerose Múltipla) e as lesões (como as Lesões de Medula Espinal e os Traumatismos Cranioencefálicos) são as principais causas de incapacidade persistentes no mundo. Segundo estas projeções, a prevalência combinada prevista destas afeições chegará até 350 milhões de pessoas em 2030, representando cerca de 5% da população mundial (WHO, 2006).

Habitualmente, os estudos no ramo de controle motor humano haviam sido conduzidos por pesquisadores da área da saúde, aprofundando em comportamento, como neurofisiologia, ciências cognitivas e biomecânica. Com o passar dos anos, cientistas com conhecimentos em engenharia estão atuando nessa área, com desenvolvimento variados na área de neurociência e reabilitação (CAMPOLO *et al.*, 2014).

Uma linha promissora que tem surgido nos últimos anos busca desenvolver dispositivos robóticos para apoio à reabilitação neuromotora. Nesse contexto, a possibilidade de melhorar a recuperação funcional dos pacientes com a ajuda destes dispositivos depende da forma como estes são incluídos na terapia. Dispositivos

robóticos e a automação de algumas tarefas na terapia tem se mostrado uma opção bastante viável em diversas áreas da saúde. Embora essa proposta seja inovadora, a ideia de usar um dispositivo ainda precisa ser estudada com bastante atenção. Como na automação de qualquer tarefa, o sucesso está ligado à adequada replicação das atividades manuais, onde o dispositivo deve ser projetado para eliminar riscos. Existem muitas dúvidas em relação ao efeito de diversos fatores, como a interação com sistemas não humanos, que devem ser observados. Assim, caso soluções adequadas sejam encontradas, um sistema robótico voltado à reabilitação pode prover resultados similares aos resultados de um ótimo tratamento manual convencional (CARLOS; IBARRA, 2014).

O sucesso da automação da terapia pode ser medido quando cumpre quatro fatores: primeiro, e mais importante, ajudar de forma quantificável na recuperação funcional dos pacientes; segundo, otimizar a terapia buscando melhorar a eficiência atual dos terapeutas; terceiro, deve-se alcançar um balanço entre a capacidade das clínicas de adquirir os dispositivos e a rentabilidade dos fabricantes; e finalmente, o uso dos robôs não deve incrementar os custos da recuperação (LUM *et al.*, 2005).

Já está estabelecido que o uso de dispositivo robótico de forma alguma irá substituir algumas atividades realizadas por terapeutas, desse modo, o desenvolvimento destes dispositivos tem que ser o resultado multidisciplinar entre as áreas da saúde e engenharia. A utilização do dispositivo robótico durante a terapia não pode contribuir para impor mais uma limitação ao já complexo e desgastante trabalho de assistir ao paciente já debilitado. Para tal fim, o dispositivo deve englobar três premissas: a primeira, se refere a complexidade interna dos seu mecanismo, a

manipulação simplificada do ponto de vista do paciente e do terapeuta; a segunda, embora existam diversas formas de assistência que podem ser incorporadas ao dispositivo para elevar a motivação do paciente, esse dispositivo deve permanecer “invisível” dentro da terapia de modo que a confiança do paciente permaneça incisiva no terapeuta; e a terceira, o sistema deve ser tão seguro, simples, silencioso, obediente e leve como seriam as mãos do terapeuta. Estes três critérios são estabelecidos afim de promover a confiança, tanto do paciente como do terapeuta, permitindo que tal tecnologia possa ser incorporada como mais uma opção para a reabilitação (ANDERSCHITZ *et al.*, 2005).

Sistemas assistivos podem ser projetados, por exemplo, ajudar pacientes a mover seus membros debilitados ou enfraquecidos em sentidos desejados durante a execução de movimentos de alcance, preensão ou caminhada, numa estratégia semelhante aos exercícios de "assistência ativa" realizada por terapeutas. Frequentemente são utilizados dois termos para controles, que podem ser chamados de “baseados em desafio” que impõem uma atividade determinada e “controladores de suporte”, que tornam as tarefas de movimento mais difíceis ou desafiadoras. Exemplos incluem controladores por admitância, que apoiam a realização do movimento, e os controladores por impedância, que proporcionam resistência aos movimentos dos membros durante o exercício, exigindo padrões específicos de geração de força ou aumentam o tamanho dos erros de movimento gerados pelo paciente (estratégias de "amplificação de erro") (GUPTA *et al.*, 2008).

Mover-se e interagir no mundo requer processamento rápido do ambiente visual para identificar objetivos motores em potencial, selecionar um movimento e,

finalmente, mover-se de maneira oportuna (BIDDISS; CHAU, 2007; HUININK *et al.*, 2016). Compreender como aprendemos a usar ferramentas é um dos desafios centrais na neurociência (HEALD *et al.*, 2018; INGRAM; WOLPERT, 2011). Há evidências crescentes de que o feedback sensorial é rapidamente integrado nas decisões motoras. O feedback sensorial é integrado a metas comportamentais de alto nível para tomar decisões rápidas sobre como mover e interagir no ambiente. A atenção seletiva refina as representações espaciais do ambiente em potenciais alvos de movimento. A escolha entre essas representações internas é então baseada em "fatores decisórios" (BOURKE *et al.*, 2016; CISEK, 2011; CISEK; PASTOR-BERNIER, 2014; SCOTT, 2016).

Outro aspecto importante do controle motor voluntário é a capacidade de inibir uma ação motora. Quando instruído, é muito automático simplesmente alcançar alvos espaciais como eles aparecem no plano de trabalho. Em contraste, pode ser difícil evitar alcançar um alvo quando instruído a se mover na direção oposta. Nessa condição de contra alcance, os sujeitos podem apresentar respostas motoras atrasadas e errôneas iniciais para o objetivo espacial e são atrasados em se mover na direção oposta. Essa tarefa requer a substituição voluntária de uma resposta automática para alcançar o alvo e envolve muitas áreas do cérebro, incluindo o córtex frontal e parietal. Essa capacidade pode ser prejudicada em pessoas com acidente vascular encefálico, comprometimento cognitivo leve, doença de Alzheimer e história de concussão (BOURKE *et al.*, 2016; DAY; LYON, 2000; GUITTON; BUCHTEL; DOUGLAS, 1985; HAWKINS *et al.*, 2013; PIERROT-DESEILLIGNY *et al.*, 2003; SALEK; ANDERSON; SERGIO, 2011; TIPPETT *et al.*, 2013; TIPPETT; SERGIO, 2006).

Diversos paradigmas foram criados para descobrir como os humanos aprendem dinâmicas para manipulação de objetos (ERNST *et al.*, 2002; JOHANSSON; WESTLING, 1984; MOULTON *et al.*, 2011). Quando duas perturbações opostas são apresentadas alternadamente para o mesmo movimento físico, há uma interferência substancial, impedindo qualquer aprendizado. No entanto, quando o mesmo movimento físico está associado a movimentos de acompanhamento que diferem para cada perturbação, ambas as habilidades podem ser aprendidas (SHEAHAN *et al.*, 2018). Buscar recompensa e evitar punições são poderosos fatores motivacionais que moldam o comportamento humano. Tradicionalmente, a adaptação motora tem sido pensada como um processo implícito que não é afetado pelo feedback motivacional. Essa visão teve implicações sobre como a adaptação tem sido usada durante a reabilitação como uma ferramenta para melhorar os déficits motores após uma doença ou lesão. Recentemente abordagens dissociando punição e recompensa mostraram que teriam efeitos diferentes nos componentes de aprendizagem e retenção da adaptação motora (GALEA *et al.*, 2015), outros estudos também apontam que a adaptação motora frequentemente depende de perturbações impostas externamente para induzir erros no comportamento (IZAWA *et al.*, 2008). Embora vários estudos tenham mostrado que indivíduos saudáveis podem se adaptar bem a diferentes perturbações cinemáticas e dinâmicas, experimentos conduzidos com sujeitos deficientes revelaram resultados contrastantes (CAMPOLO *et al.*, 2014).

Este trabalho se baseia em um dispositivo robótico que fisicamente tem a função de servir como assistente na reabilitação, ajudando a dirigir o programa de terapia, motivar o participante e promover a aprendizagem motora. Claramente, essas

estratégias não são mutuamente independentes e, em alguns casos, várias estratégias poderiam ser combinadas e usadas de forma complementar. Além disso, as estratégias de assistência e desafio podem ser vistas como pontos diferentes em um contínuo de assistência. A hipótese deste trabalho é que mesmo com interferências múltiplas o cérebro é capaz de gerar uma estratégia motora. Para testar como a adaptação motora em um membro superior atua, foi criado um experimento que exigisse dos voluntários que atualizassem seu controle de alcance para compensar ou otimizar seu movimento mediante uma perturbação de um campo de força resistivo. Foram comparados dois grupos onde um deles recebeu pistas visuais que indicavam por onde e como o campo de força seria aplicado e outro que apenas receberia as perturbações sem qualquer pista.

1.1. OBJETIVOS

1.1.1. OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência de pistas visuais na avaliação de erro de predição, realizando intervenções no movimento de alcance. Para tal, foi desenvolvida uma plataforma robótica com possibilidades de controle para respostas em admitância e impedância variáveis. A plataforma opera como um manipulador robótico para uso em terapias de reabilitação neuromotora de membros superiores. Além dos estudos comportamentais descritos e das conclusões abstraídas, a construção desta plataforma, também se apresenta como uma importante contribuição deste trabalho no sentido de prover *know-how* e tecnologia local, com potencial para aplicação em diversas áreas voltadas

à estudos do controle neuromotora, aprendizado e reaprendizado motor, reabilitação e integração sensório motora.

1.1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Construir uma plataforma robótica que permita apoio ou oposição à execução de movimentos no plano x-y de forma programável e flexível.

Avaliar o efeito de pistas visuais no processo de adaptação motora durante ações de movimento, com suporte ou oposição robótica.

1.2. ESTRUTURA DO DOCUMENTO

No capítulo 2 é apresentado toda a fundamentação teórica para construção das ideias dessa dissertação, explicando como funciona a adaptação e aprendizagem motora, condições limites, abordagens comportamentais e a robótica voltada para reabilitação.

No capítulo 3 é descrita toda a metodologia usada no experimento, cálculos de calibração e protocolo experimental.

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos dos experimentos e sua estatística.

No capítulo 5 é discutido todos os resultados e confrontado com a literatura existente.

No capítulo 6 são feitas as conclusões e os trabalhos futuros.

Capítulo 2

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. ADAPTAÇÃO MOTORA E APRENDIZAGEM

Martin *et al.* (1996) definem adaptação motora como uma modificação de um movimento em que os seguintes critérios devem ser atendidos. Primeiro, o movimento mantém a sua identidade como sendo parte de um padrão de ativação muscular ou resultado final (por exemplo, arremesso), mas muda em termos de um ou mais parâmetros (por exemplo, força ou direção). Em segundo lugar, a mudança ocorre com a repetição ou prática do comportamento e é gradual ao longo de minutos a horas. Terceiro, uma vez adaptados, os indivíduos não podem recuperar o

comportamento anterior, em vez disso, eles devem alterar o comportamento adaptado com a prática gradual e contínua para retorno ao estado original (MARTIN *et al.*, 1996).

Para exemplificar, considere a seguinte situação: você pega emprestado o computador de um amigo, mas acha que o mouse move o cursor mais rápido do que o esperado, resultando em imprecisões (e aborrecimento). Felizmente, leva apenas uma questão de minutos para o cérebro se ajustar e responder pelas novas configurações do cursor do mouse. No entanto, quando você retorna ao seu computador, você comete erros temporariamente como resultado da sua experiência no computador do seu amigo. Este fenômeno é indicativo de um processo de adaptação do comportamento motor acionado por erro chamado adaptação do motor. E por que a adaptação é importante para o comportamento humano e a reabilitação, dada sua natureza relativamente transitória? A resposta é simples: permite ao sistema nervoso um controle altamente flexível que pode explicar as mudanças temporárias, mas previsíveis, nas demandas da tarefa. Assim, um número finito de padrões motores "aprendidos" pode ser adaptado para dar conta de muitas situações diferentes (BASTIAN, 2008).

O que impulsiona a adaptação? Sabe-se que danos ao cerebelo prejudicam consistentemente esse processo diminuindo as melhorias experimentais durante a adaptação quando se impõe uma nova demanda, diminuindo o efeito pós-armazenado quando a demanda é removida. O tipo de informação de erro que impulsiona a adaptação ainda não é totalmente claro, embora trabalhos recentes tenham mostrado que erros de previsão sensorial são suficientes para direcionar a adaptação (ou seja, a diferença entre o movimento observado e previsto) e que as correções motoras feitas

após erros não alteram o processo adaptativo. Em outras palavras, perceber o erro em um alcance é suficiente para afetar o próximo alcance e corrigir o erro não melhora este processo (BASTIAN, 2008; TSENG *et al.*, 2007). Pouco se sabe ainda sobre os processos de aprendizagem e adaptação na percepção de ação subjacentes às habilidades em usuários.

Já a aprendizagem motora é usada para significar a formação de um novo padrão motor que ocorre através da prática de longo prazo (ou seja, dias, semanas, anos). Depois que o novo padrão de movimento é aprendido, ele é armazenado e pode ser imediatamente acessado e usado no contexto apropriado (ou seja, em contraste com a adaptação, nenhum período de prática é necessário). Indivíduos podem armazenar muitos planos de motores aprendidos ou adaptações que permitem a troca eficiente de um para outro.

Como exemplo, podemos pensar que em algum momento de nossas vidas, muitos de nós terão que usar bifocais. Inicialmente, os movimentos dos olhos devem ser adaptados quando se muda de uma ampliação para outra. Isso significa que o sistema oculomotor deve levar algum tempo para readaptar toda vez que trocamos de lentes. No entanto, com a exposição repetida o cérebro pode aprender duas adaptações que pode mudar imediatamente de e para. Em outras palavras, nenhuma adaptação é necessária; a adaptação desejada é aprendida e acessível.

Existem provavelmente mecanismos neurais e comportamentais distintos para aprender um novo movimento, dependendo do tipo de habilidade motora. Uma forma de aprendizagem motora está ligada ao processo de adaptação motora e será o foco desta seção. Especificamente, se os indivíduos se adaptarem e se desadaptarem

repetidamente ao longo de semanas, eles podem desenvolver uma nova adaptação 'aprendida' para o contexto que inicialmente levou à adaptação. Em outras palavras, eles não precisam mais se adaptar de um comportamento ao outro, mas sim ter dois comportamentos aprendidos que podem alternar entre eles. Esse método de aprendizado pode ser o mais ideal para situações em que uma pessoa tenha um movimento previamente aprendido que se aproxime do novo movimento a ser aprendido. Para a reabilitação, isso pode ser um processo importante. Os médicos geralmente trabalham com pessoas que podem, por exemplo, caminhar ou alcançar, mas seus movimentos são lentos, mal direcionados, imprecisos ou ineficientes. Pode-se argumentar que eles não precisam aprender o movimento do zero, mas precisam de readaptação substancial para o seu controle neural alterado (MARTIN *et al.*, 1996).

Um segundo formulário pode ser referido como aprendizado motor de novo. Nesta forma, muitos movimentos de componentes diferentes são combinados, simultaneamente ou em série, para gerar um movimento completamente novo. Tomemos, por exemplo, o processo de aprender a andar de bicicleta - pedalar os pés deve ser combinado com equilíbrio na bicicleta e na direção. Essa é uma habilidade nova, já que a maioria das pessoas não tem nada parecido em seu repertório motor. Deve ser aprendido do zero. Esta revisão não enfocará esse tipo de aprendizagem de habilidades motoras, pois existem outras revisões recentes e abrangentes (BASTIAN, 2008).

A aprendizagem motora baseada em erro depende do cerebelo, que codifica estímulos aversivos e desfechos comportamentais. A aprendizagem motora baseada em erro seria reforçada pela punição de erros de movimento. Por outro lado, a retenção de

uma memória motora depende do córtex motor primário (M1). Neurônios liberando o neuromodulador dopamina, vital para o aprendizado baseado em recompensas, têm projeções para M1 que são cruciais para a retenção de habilidades motoras dependentes de M1 a longo prazo. Consequentemente, a retenção de memória seria aumentada após a recompensa, possivelmente através da sinalização dopaminérgica relacionada à recompensa para M1 (GALEA *et al.*, 2015).

O processo de aprendizagem motora implica em modificações internas estruturais e funcionais que determinarão a capacidade do aprendiz de produzir uma ação motora. De modo geral, Wolpert e Flanagan (2010) destacam 4 fatores que modificam, interagem e melhoram no decorrer da aprendizagem de uma habilidade ou tarefa motora: (1) capacidade de extração de informações sensoriais relevantes para tomadas de decisões adequadas em relação a tarefa; (2) capacidade de identificar as características principais da tarefa, tais como semelhanças estruturais (propriedades geométricas) entre tarefas e particularidades da tarefa atual; (3) geração de comandos motores apropriados para execução da tarefa; (4) Tomada de decisão efetiva para alcançar o sucesso da realização da tarefa (WOLPERT; FLANAGAN, 2010).

2.2. INTERVENÇÕES COMPORTAMENTARIS

A adaptação ocorre para todos os tipos de movimentos, como alcance, caminhada, equilíbrio e movimentos oculares. Adaptação normalmente ocorre com a prática de dezenas a centenas de movimentos, aproximadamente em uma escala de tempo de minutos a horas (DAVIDSON; WOLPERT, 2004; SMITH; GHAZIZADEH; SHADMEHR, 2006). Acredita-se que o número de vezes que um movimento é praticado

é o sinal de treinamento mais relevante do que a quantidade de tempo que passou, embora haja probabilidade de alguma interação entre os dois. De fato, atrasos curtos (exemplo, 4s) entre os movimentos podem aumentar o processo de adaptação, possivelmente através de um persistente traço de memória do erro. Há também uma boa evidência de que a adaptação pode consistir em dois processos - um é mais rápido, mas armazenado de forma transitória e um que é mais lento e armazenado de forma mais persistente (SMITH; GHAZIZADEH; SHADMEHR, 2006). Compreender se os processos rápidos e lentos dependem de mecanismos neurais distintos e de como diferenciá-los implicaria um treinamento de reabilitação. Finalmente, vários estudos sugerem que esse processo é um tanto automático - em outras palavras, os pacientes não precisam tentar "conscientemente" fazer correções em seus movimentos. A adaptação prossegue independentemente disso (MAZZONI, 2006).

Quando um determinado movimento, como um alcance, é perturbado, o sistema nervoso tenta reduzir o erro para o próximo alcance. Trabalhos recentes sugerem que um sinal importante é um erro de previsão sensorial, que é a diferença entre o resultado previsto para o movimento solicitado pelo córtex e o resultado observado. Note que isto é diferente de um erro na precisão do alvo - em vez disso, reflete se o corpo se moveu da maneira que o cérebro pensou que seria. Erros de predição sensorial podem ser usados para adaptar as representações internas da dinâmica do corpo e do ambiente e readaptar as alterações em ambos. Representações internas bem adaptadas são importantes porque nos permitem diminuir a confiança no feedback com atraso de tempo dos sensores do corpo (MIALL *et al.*, 2007; TSENG *et al.*, 2007).

Durante a adaptação, o cérebro também pode alterar o padrão de movimento para minimizar os “custos” associados a uma perturbação consistente. Os custos podem incluir demandas de energia, forças, fadiga, imprecisão, entre outros. Para qualquer situação, o sistema nervoso deve decidir quais custos são mais importantes para reduzir e atingir o objetivo da tarefa. Emken *et al.* (2007) (EMKEN *et al.*, 2007) estudaram perturbações de força no pé durante a caminhada e descobriram que um modelo minimizando o erro cinemático e os custos de esforço explicavam a adaptação durante essa tarefa. Isto está em contraste com a maioria dos estudos que modelaram o processo puramente como cancelamento de erro cinemático. Em um estudo de alcance em novos campos de força, Izawa *et al.* (2008) forneceram evidências convincentes de que a adaptação envolve a readaptação de representações internas da dinâmica do corpo usando erros de previsão sensorial e reotimização do plano motor para minimizar os custos da tarefa (IZAWA *et al.*, 2008).

Mesmo quando os efeitos posteriores de uma única adaptação não produzem efeitos duradouros, esse processo ainda é extremamente importante para a reabilitação. Adaptação nos permite determinar se o sistema nervoso ainda é capaz de um padrão mais normal de movimento. Por exemplo, recentemente foi mostrado que podemos induzir efeitos posteriores que normalizam a simetria locomotora em sobreviventes de AVC. Os pacientes foram adaptados em uma esteira dividida, onde uma perna foi feita para andar duas vezes mais rápido que a outra. Após a adaptação, caminharam com as pernas na mesma velocidade e mostraram efeitos posteriores que normalizaram a simetria do passo e os tempos de suporte duplo em comparação com uma condição de linha de base (ou seja, mesma velocidade). Isto significa que o SNC (sistema nervoso central) mantém a capacidade de conduzir a caminhada padrão de

forma mais otimizada. Este estudo descobriu que a adaptação dos movimentos de alcance a um campo de força induzido por um robô poderia causar efeitos posteriores que normalizassem a direção de alcance inicial (PATTON *et al.*, 2006).

Importante para estes estudos é como os pacientes foram perturbados durante a adaptação. Ambos os estudos descobriram que adaptar o paciente a uma perturbação que piorou ou amplificou seu erro (em vez de corrigi-lo) foi o que levou a adaptação a resultar em efeitos posteriores que melhoraram seu movimento. Em outras palavras, ao aumentar seu erro, o SNC foi forçado a se adaptar para corrigi-lo. Como seria de esperar, estes estudos mostram efeitos secundários que são transitórios e desaparecem em 10 min. No entanto, é lógico que o SNC exigiria mais treinamento para aprender a fazer mudanças permanentes no padrão (BASTIAN, 2008).

A aprendizagem através de adaptação repetida foi estudada menos do que a adaptação em sessão única. Esse tipo de aprendizado pode ocorrer durante um período de dias a semanas, dependendo da tarefa e do estudo. Por exemplo, um estudo repetidamente adaptou e desadaptou participantes com estudo de prisma durante uma tarefa de arremesso. A cada semana, eles apresentavam melhora: ficavam menos perturbados quando usavam os prismas pela primeira vez e mostravam menos efeitos colaterais quando eram removidos. Ao final do treinamento, eles haviam aprendido o padrão apropriado de coordenação visual-motora para os prismas atingiram as metas (lançamentos) imediatamente ao vestir ou remover os prismas. Isso demonstra que adaptações repetidas podem de fato resultar em uma nova adaptação armazenada que pode ser usada imediatamente (MARTIN *et al.*, 1996).

Outros estudos exploraram a aprendizagem de movimentos em um período mais curto. Por exemplo, KOJIMA (2004) estudou o processo de adaptação em macacos, enquanto sofriam perturbações de força ou perturbação visuomotora, em seguida (em minutos, um dia, ou uma semana mais tarde) testou novamente a adaptação. KOJIMA (2004) observou que, após apenas uma sessão de treinamento, pode haver evidências claras de aprendizagem indicadas pela retenção parcial do padrão adaptado mais rápida no segundo teste (KOJIMA, 2004). Estudos também testaram a consolidação do padrão motor, que simplesmente verifica se o padrão se tornou resistente à interferência causada pela adaptação a uma segunda perturbação oposta. Os resultados desses estudos são mistos: alguns estudos mostram que o padrão aprendido é frágil e suscetível a interferências até quase 5 horas (CA *et al.*, 1998), outros estudos mostram que ele é frágil, não importa a quantidade de tempo que tenha passado (BOCK; SCHNEIDER; BLOOMBERG, 2001; CAITHNESS, 2004). Estas discrepâncias não foram completamente analisadas. Um elemento importante a ser avaliado, para que ocorra a consolidação é o período de prática sem a perturbação (*washout*) entre os alcances perturbados. Além disso, deve-se considerar se a interferência veio antes ou depois do motor desejado padrão (ou seja, interferência anterógrada ou retrógrada) (KRAKAUER, 2005).

A aprendizagem motora, como definida aqui, não foi sistematicamente estudada para efeitos de reabilitação. No entanto, estão atualmente testando se os sobreviventes de AVE podem aprender uma nova adaptação de caminhada por meio de repetidas adaptações em uma esteira dividida ao longo de várias semanas. A premissa é que esses indivíduos serão capazes de aprender uma adaptação mais simétrica através de adaptações repetidas. No entanto, existem várias questões abertas. Se essas pessoas

puderem aprender uma nova adaptação, elas poderão ser acessadas quando não estiverem na esteira de esteira dividida? Eles serão capazes de utilizar esse padrão como sua caminhada "padrão"? padronizar? Quão permanente será essa mudança - persistirá dias, semanas ou meses após o período de treinamento? O treinamento contínuo será necessário para reforçar qualquer mudança (BASTIAN, 2008)?

2.3. REABILITAÇÃO ROBÓTICA

Dispositivos, como robôs ou esteiras, costumam ser usados para direcionar a adaptação. Uma questão importante para a reabilitação é se essa adaptação se generaliza para movimentos irrestritos. Em outras palavras, a adaptação ajusta a representação do cérebro do corpo da pessoa ou do novo dispositivo? Estas foram questões levantadas no estudo onde uma tarefa de alcance realizada com um braço robótico que poderia impor perturbações ao movimento (COTHROS; WONG; GRIBBLE, 2006; KLUZIK *et al.*, 2008). Foi verificado que apenas 40% da adaptação foi conduzida pelo robô quando seu movimento foi perturbado por uma força constante no plano. Isso pode ser melhorado para 60% se introduzirmos a perturbação de forma gradual e implícita, em vez de introduzi-la abruptamente com força total (KLUZIK *et al.*, 2008). Esses resultados sugerem que as mudanças graduais nas condições de treinamento que resultam em menores erros de movimento de tentativa a tentativa têm maior probabilidade de levar a mudanças nas representações neurais da dinâmica do corpo, com uma generalização mais ampla da adaptação entre as condições.

Tarefas de adaptação motoras são úteis como apoio à reabilitação? Existe um conjunto atraente de estudos que demonstraram que os efeitos posteriores após um paradigma de adaptação visuomotora podem impactar positivamente os pacientes que

sofreram AVE. Pacientes foram estudados após a adaptação de um movimento apontando enquanto usavam óculos prismáticos que deslocavam o campo de visão para a direita. O efeito posterior desta adaptação fez com que os pacientes apontassem para o lado esquerdo (negligenciado) e melhorou a percepção do corpo e da linha média (PISELLA *et al.*, 2002).

Capítulo 3

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MANIPULADOR ROBÓTICO

Nesta pesquisa, desenvolvemos um dispositivo robótico planar inspirado no modelo *H-man* (CAMPOLO *et al.*, 2014). O sistema desenvolvido consiste numa plataforma para movimento nos eixos XY (horizontal e vertical), baseada em uma tração diferencial de um único cabo tracionado por dois motores e um jogo de 8 polias (figura 1).

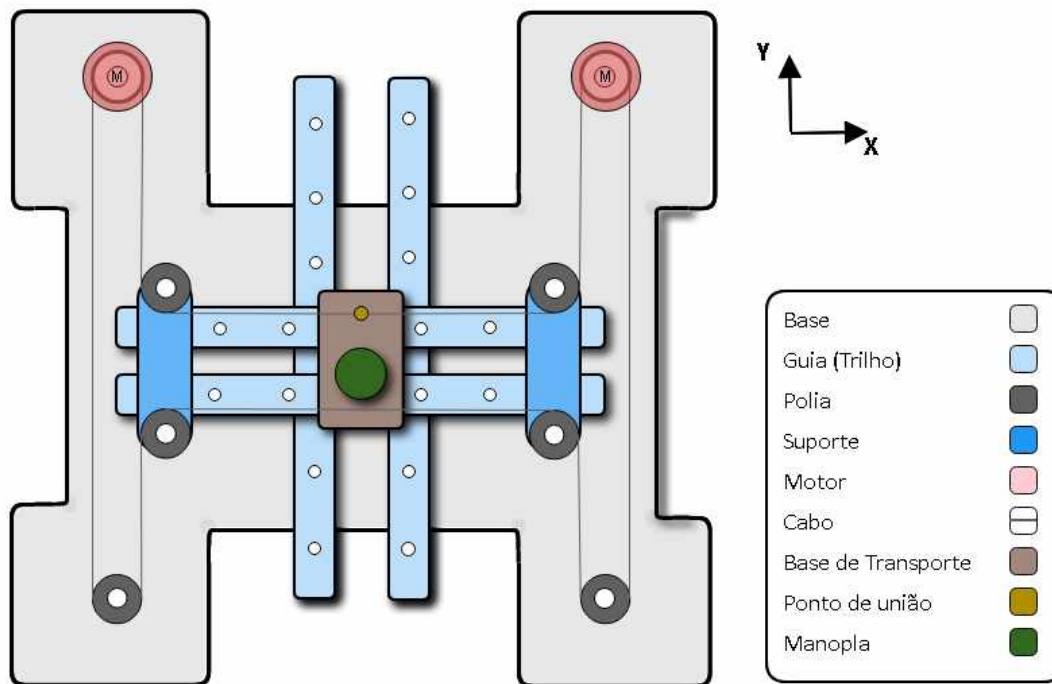


Figura 1 - Modelo mecânico do manipulador robótico construído.

As polias foram dimensionadas do mesmo tamanho para que adquirisse o mesmo ganho de torque, foram criados pequenos suportes para que todo o conjunto onde se passa o cabo tracionado estivesse na mesma altura. Existem também, quatro guias lineares divididos em pares e colocados em paralelos para desempregar todo movimento nos eixos XY.

Para estabelecer limites de movimento na plataforma, foram inseridos 6 pinos delimitadores que bloqueiam a passagem dos patins presentes nos guias (Figura 2A). Também existem duas chaves de fim de curso para estabelecer o ponto zero usado na referência de posição (Figura 2C).

Dois motores DC são utilizados para fornecer potência ao movimento, promovendo, conforme desejado, resistência (impedância) ou apoio (admitância) aos movimentos que tracionam as polias superiores do manipulador. Sensores de posição

(encoder), observados na figura 2B coletam as posições do giro dos motores e sensores de corrente (Figura 3G) são usados para supervisionar as correntes dos motores.

Para diminuir o peso do sistema a base do equipamento foi fabricado uma chapa de alumínio cortada e todas as bordas e cantos foram devidamente lixados e abaulados para que não pudessem arranhar ou cortar de nenhuma forma o usuário. Também foram adicionados pés de borracha para que não deslizesse sobre a superfície que for colocada. Abaixo mostramos o design final na figura 2.

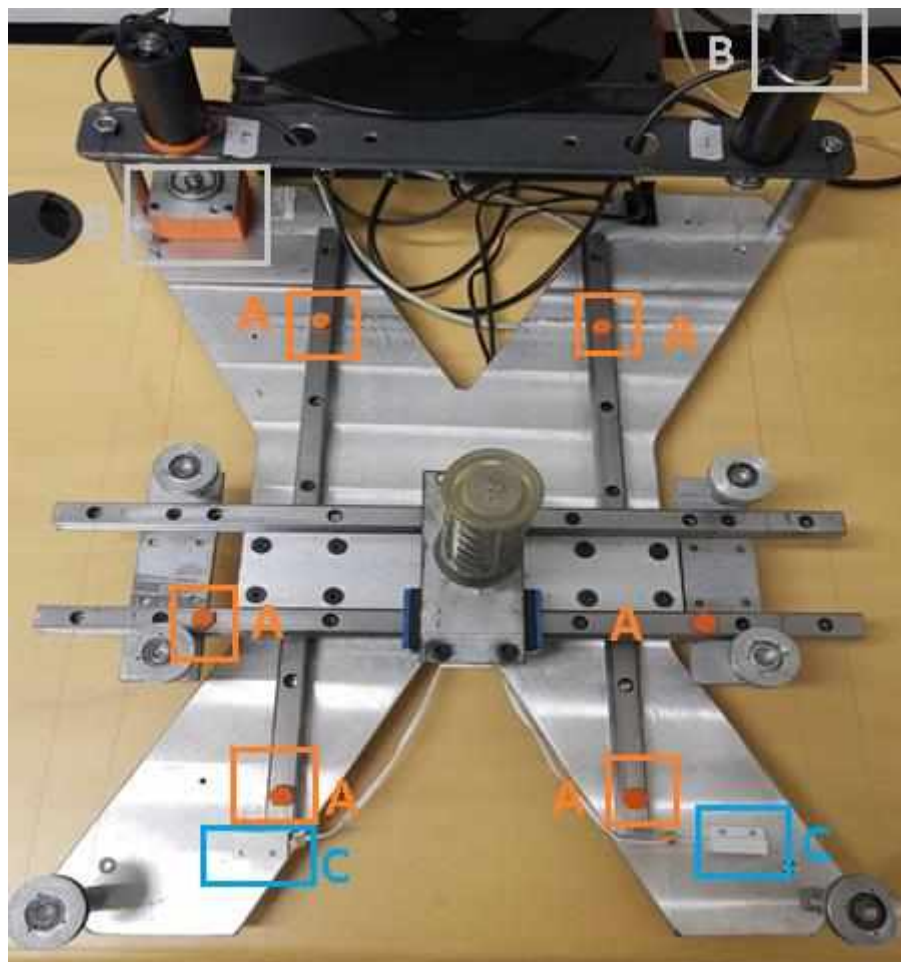


Figura 2 - Manipulador robótico real utilizado nas coletas do experimento, (A) pinos delimitadores, (B) Encoders e (C) chaves magnéticas fim de curso.

Da plataforma cabos que levam alimentação dos motores e encoders, além dos dados de rotação e os estados das chaves fim de curso, que foram divididos em 3 entradas, onde a primeira entrada do lado direito da Figura 3E, indica a alimentação do motor 2 e as ligações do seu encoder que fica acoplado no motor, a segunda entrada resulta na alimentação do motor 1 e suas ligações do encoder, a entrada 3 que recebe os estados das chaves fim de curso e a entrada 4 que não foi utilizada mas pode receber algum *input* para projetos futuros.

Uma chave geral foi adicionada para energizar todo o sistema, a chave é do tipo de ejetor que facilita um fácil desligamento (Figura 3B). Para alimentação de todo o sistema foi utilizada uma fonte com entrada AC (220V/127V) e saída 12V DC (Figura 3D), esta fonte alimenta todo o circuito eletrônico, sensores e motores. Um LED externo mostrava quando o sistema estava energizado, para fácil entendimento do usuário (Figura 3C). Por fim, um *cooler* foi adicionado para resfriar todo o sistema (Figura 3I).

Para comunicação entre o computador e a unidade embarcada (Modulo *Arduino Due*) foi utilizada a comunicação serial para transferir informações, essa comunicação poderia ser feita via Bluetooth ou via cabo USB (*Universal Serial Bus*).

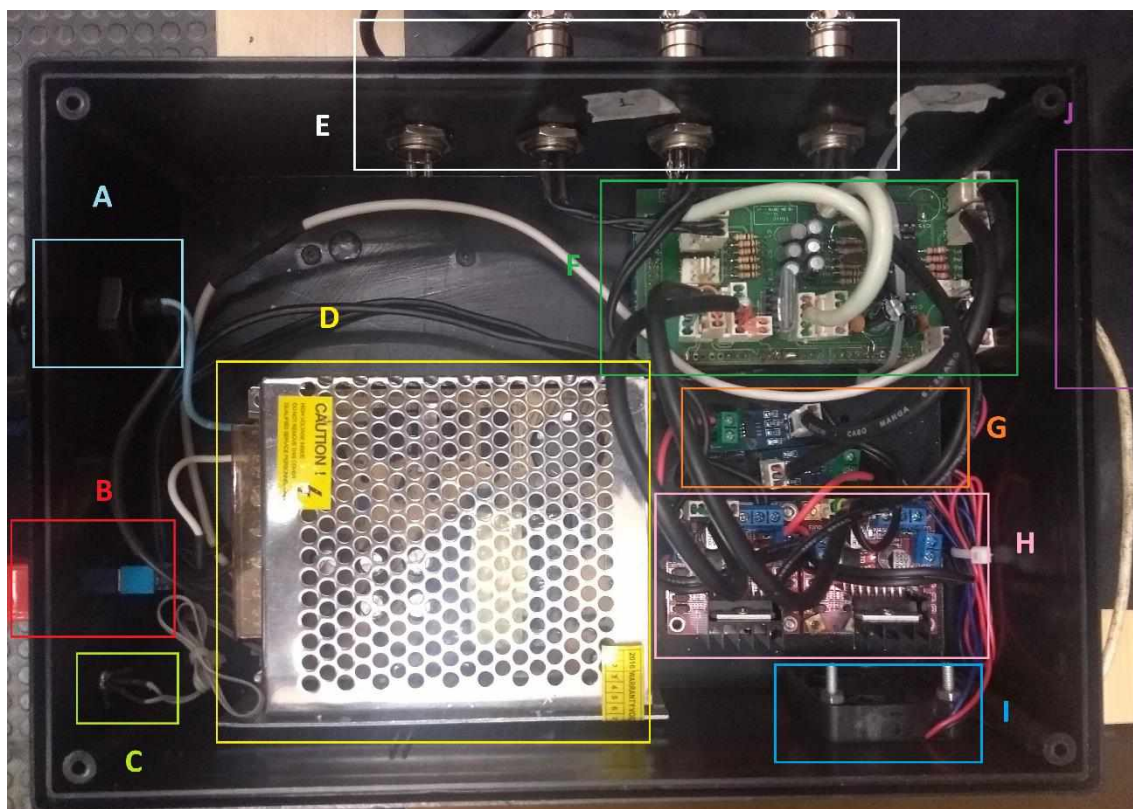


Figura 3 - Distribuição dos componentes eletrônicos para controle do manipulador. (A) Entrada de alimentação AC (127/220V). (B) Chave geral Liga/Desliga. (C) Led de sinalização para indicar que o sistema está ligado. (D) Fonte AC/DC. (E) Entradas e saídas de cabos de controle para o manipulador (encoders, alimentação dos motores, chaves fim de curso). (F) Placa para condicionamento dos sinais para controle do manipulador. (G) Sensores de corrente para permitir o cálculo do torque dos motores. (H) Drivers de potência formados por 2 pontes-H para alimentar os motores. (I) Cooler para refrigeração do sistema. (J) Entrada do cabo USB para comunicação entre o computador e o microcontrolador embarcado.

Um circuito eletrônico foi desenhado para condicionar as alimentações, a recepção de dados provindos dos sensores e amplificação para controle dos motores. Para que esse circuito eletrônico ocupe o menor espaço, esta placa foi desenvolvida em forma de *Shield* (Figura 3F) que se encaixa acima da plataforma *Arduino Due*. Podemos ver o circuito eletrônico com maior detalhe na figura 4, onde na figura superior observamos o circuito de amplificador operacional não inversor que amplifica o sinal

vindo do sensor de corrente para um nível que o microcontrolador consegue diferenciar melhor os níveis de entrada e abaixo o modelo da placa em 3D com todos os componentes eletrônicos.

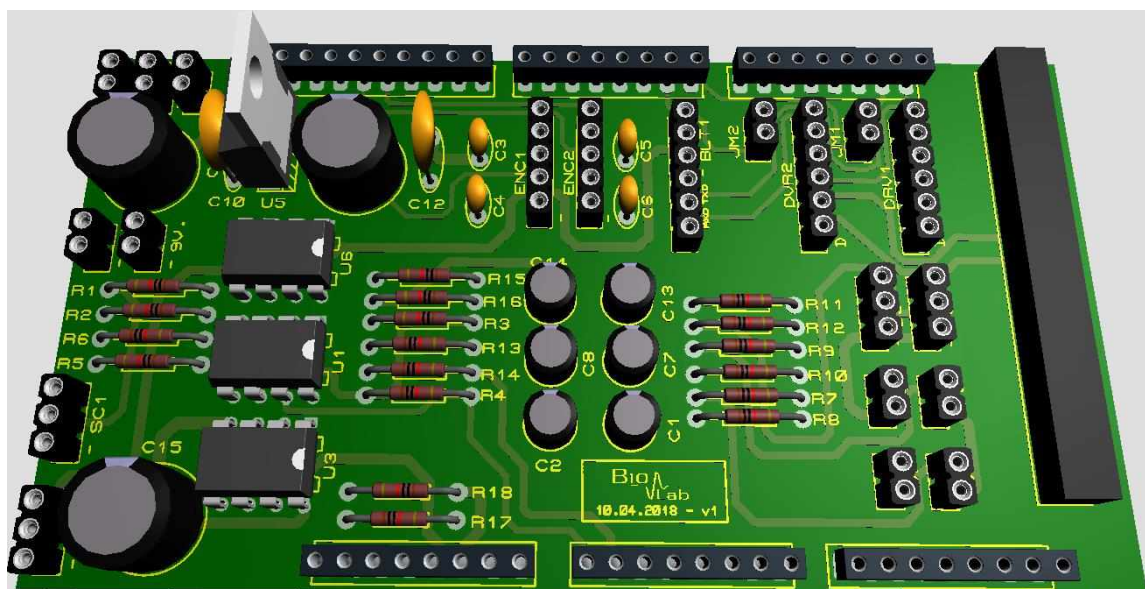
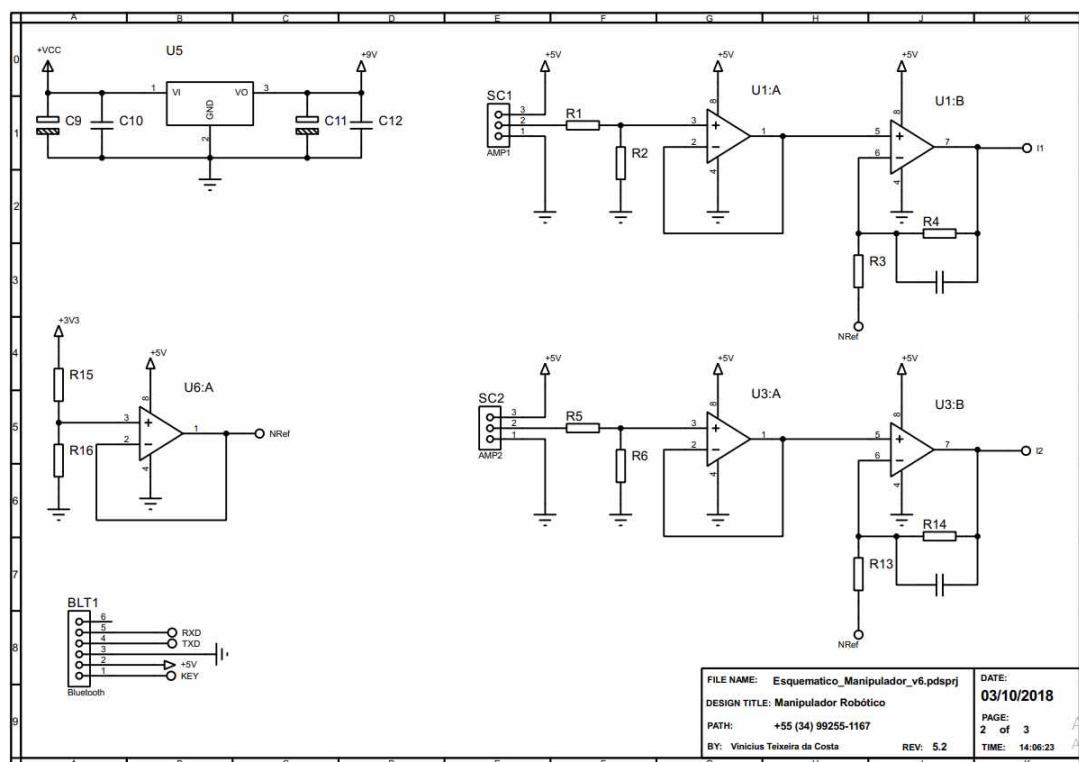


Figura 4 - Esquema eletrônico da placa de circuito impresso para condicionamento dos atuadores e sensores. Acima à amplificação detalhada e abaixo o modelo 3D da placa finalizada.

3.2. CONTROLE DO EQUIPAMENTO

3.2.1. CONTROLE DO MOVIMENTO E TORQUE XY

O mecanismo de controle proposto permite que o sistema opere em qualquer direção de movimento no plano XY. De forma geral, como destacado na figura 5, quando um motor gira, a manopla se desloca na diagonal (afastando ou aproximando a manopla do motor que está em rotação), e a direção depende do sentido de giro do motor (horário ou anti-horário), assim a combinação da rotação dos motores leva a manopla para qualquer direção no plano XY. Para o controle da movimentação da manopla deve-se monitorar continuamente a movimentação dos motores e o torque instantâneo. Podendo gerar movimentos em admitância (auxílio ao esforço) ou impedância (oposição).

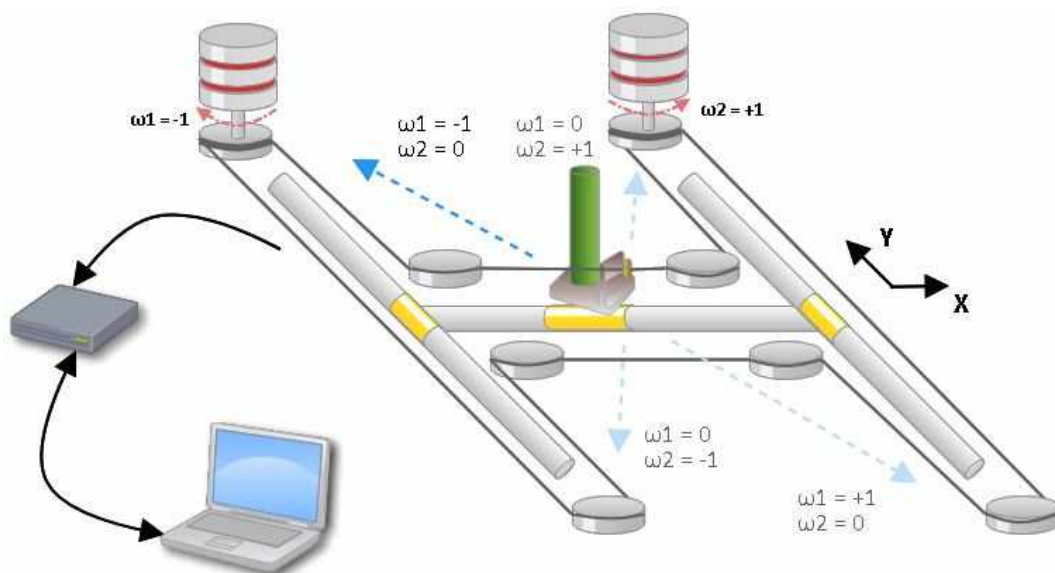


Figura 5 - Visão isométrica da montagem do sistema.

Para se obter coordenadas no plano operacional da plataforma, é necessário realizar uma análise de movimento diferencial. Inicialmente, as equações de cinemáticas são definidas como:

$$p_e = \begin{pmatrix} x_e \\ y_e \end{pmatrix} \quad (1)$$

Que é o ponto no plano (onde x_e representa a coordenada horizontal da manopla no plano e y_e a coordenada na vertical do plano) de:

$$q = \begin{pmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Onde θ_1 e θ_2 são os deslocamentos angulares dos motores 1 e 2.

Assim, podemos representar os pontos como:

$$x(\theta_1, \theta_2) = l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3)$$

$$y(\theta_1, \theta_2) = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (4)$$

Onde l_1 e l_2 são as distâncias percorridas por cada motor dadas pelo giro dos motores, mas como os dados que nos interessam são as velocidades das posições e suas configurações em relação ao tempo, precisamos derivar essas variáveis no tempo.

Sendo assim, a posição $p = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$ e o deslocamento angular $q = \begin{pmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{pmatrix}$ derivadas no tempo assumem os valores $\dot{p} = \begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix}$ e $\dot{q} = \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix}$, com esses valores derivados podemos correlacionar através da fórmula:

$$\dot{p} = J \cdot \dot{q} \quad (5)$$

Onde J representa a matriz Jacobiana, que relaciona as velocidades no plano operacional em função das velocidades juntas.

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (6)$$

Onde, podemos separar como

$$J_1 = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \text{ referente às derivadas em relação } q_1 = \theta_1 \text{ e } J_2 = \begin{bmatrix} -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \text{ referente às derivadas de } q_2 = \theta_2.$$

Assim podemos representar a velocidade linear como:

$$v = \dot{p} = J_1 \dot{\theta}_1 + J_2 \dot{\theta}_2 \quad (7)$$

3.2.2. CALIBRAÇÃO DO TORQUE

Para mensurar o torque produzido no sistema, e posteriormente definir o torque para auxiliar a execução do movimento, ou de oposição ao movimento, foi necessário relacionar o torque de saída do sistema com a corrente. Sabendo que por se tratar de dois motores DC, seu torque é proporcional a corrente, respeitando a equação de torque de motor contínuo:

$$T = K . I \quad (8)$$

Onde T é o torque de saída, K a constante de torque e I a corrente gerada nos motores. Nesse contexto, foi elaborado um experimento, onde uma polia foi acoplada a uma corda que foi amarrada entre a manopla e um peso que foi variado. Assim, foi possível calcular o torque final pela fórmula:

$$T = r . F = r . m . g . \text{sen}\theta \quad (9)$$

Onde r é o raio da polia que sustenta a massa, m a massa, g a gravidade e θ o ângulo entre a manopla, a polia e a massa. Como pode ser visto na figura 6.

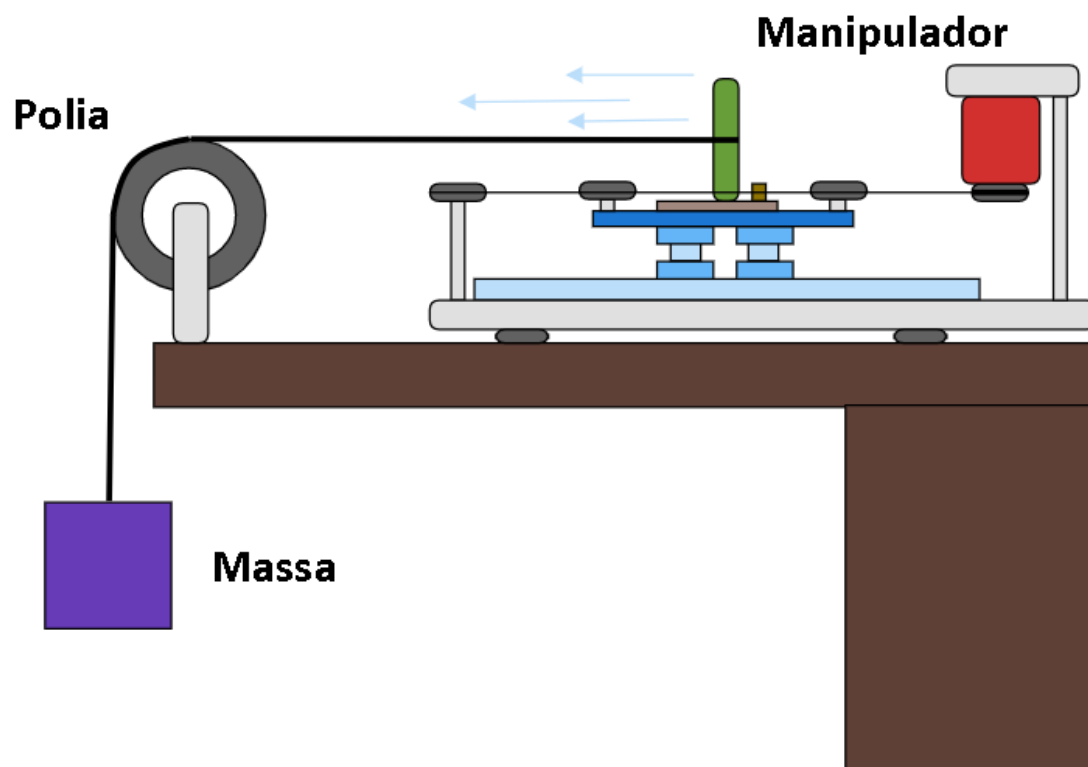


Figura 6 - Experimento para medir corrente correlacionado ao torque gerado no sistema.

Com os valores de corrente em diferentes torques foi gerado uma curva da correlação entre torque e corrente, visualizado no gráfico (Figura 7). Com a curva de tendência a relação entre torque e corrente foi dado por uma regressão linear.

$$I = 0,1162T + 0,0788 \quad (10)$$

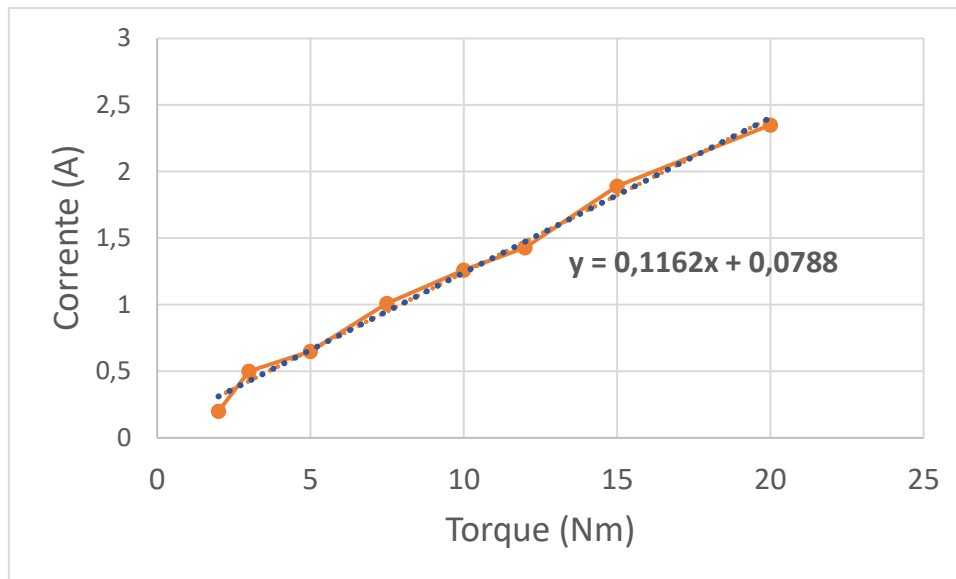


Figura 7 - Gráfico de relação entre torque e corrente. Em laranja os pontos de medida de torque x corrente e em pontilhado azul a linha de tendência gerada.

3.2.3. SINTONIA DO CONTROLADOR

Com todos os dados em mãos, se fez necessário utilizar uma técnica de controle para garantir a resistência nos movimentos do usuário. Nesse trabalho, foi utilizado o controle PID (Proporcional Integral Derivativo), que minimiza o sinal de erro (Figura 8).

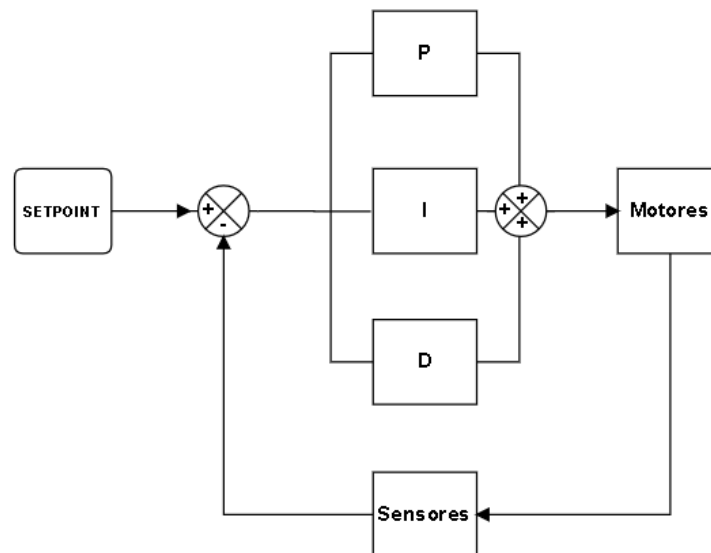


Figura 8 - Modelo de controle PID.

O controle PID é um sistema de malha fechada clássico, onde a variável do processo (sensores) e o *setpoint* são usados pelo algoritmo como um compensador para determinar a saída do atuador, que por sua vez, irá acionar o sistema. Ele utiliza de três respostas que são somadas para gerar a saída. A primeira é a resposta proporcional, onde a diferença entre o ponto de ajuste e a variável de processo representam um erro ($e(t)$) que é dado um ganho simples (K_p).

$$P = K_p e(t) \quad (11)$$

A resposta integral, que é formada pela soma do erro ao longo do tempo, que faz com que o resultado ao longo do tempo seja estabilizado.

$$I = K_i \int_0^t e(t) dt \quad (12)$$

E a resposta derivativa que faz com que a saída diminua se a variável do processo aumentar rapidamente, isso fará com que o sistema reaja rapidamente a mudanças bruscas.

$$D = K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (13)$$

Para obter a saída ideal nos ganhos P, I e D é preciso de um ajuste. Existem diversos métodos para gerar essas constantes de ganho. Nesse trabalho foi utilizado o método de Ziegler Nichols. Onde o I e o D são definidos como zero e P é aumentado até que o ciclo comece a oscilar. Uma vez iniciada a oscilação, o ganho crítico K_u e o período de oscilações T_u são anotados. O P, I e D são então ajustados de acordo com a tabela mostrada abaixo.

Tabela 1 - Tabela de ajustes de parâmetro PID de Ziegler Nichols (ZIEGLER; NICHOLS, 1942).

Tipo de Controlador	K_p	K_i	K_d
P	$0.5K_u$	-	-
PI	$0.45K_u$	$1.2K_p/T_u$	-
PID	$0.60K_u$	$2K_p/T_u$	$K_p T_u/8$

O algoritmo de controle PID é um algoritmo robusto e simples, que é amplamente utilizado na indústria. E no caso desse trabalho foi utilizado para garantir que o torque estipulado fosse fornecido como impedância no movimento do voluntário.

3.3. SOFTWARE DE CONTROLE EMBARCADO

Para comunicação entre a interface e o equipamento, e controle dos motores na plataforma robótica, foi desenvolvido um software para controle (Figura 9). Inicialmente este sistema permanece em repouso até que receba via serial, da interface, qual fase do experimento deve ser aplicada, onde ao depender da fase pode ser aplicada os campos de força. Após a fase estabelecida, a interface também envia o momento de iniciar a coleta e controle de força da plataforma, assim o microcontrolador cria o vetor de força que será aplicado em determinada fase, onde esses dados de vetores são tomados como *setpoint* para o controle PID.

O microcontrolador recebe os dados de corrente e posição de cada motor provindo dos sensores instalados (encoder e sensor de corrente), com isso, é feito o controle da força aplicada e direção do campo, assim gerando uma resposta para os motores em PWM.

Em todo tempo depois de iniciado o controle, o sistema envia para a interface via serial as informações de corrente e posição, até que a interface envie o comando de finalização de fase ou coleta.

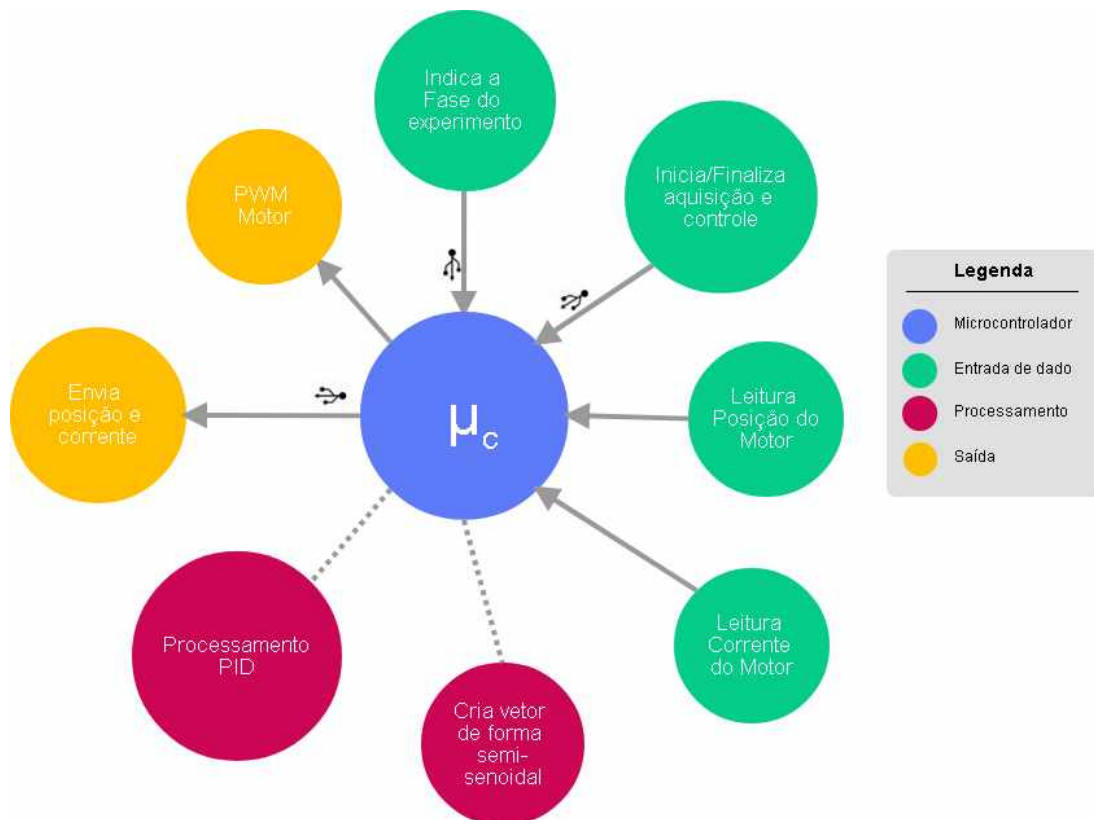


Figura 9 – Diagrama de funcionamento do software do microcontrolador embarcado.

3.4. INTERFACE COM USUÁRIO

O controle de todo o sistema é realizado por meio de um aplicativo específico executado no computador, com um aplicativo que foi desenvolvido na linguagem C#. Além das configurações padrões para interfaces de comunicação USB, o aplicativo permite uma série de outras ações, como cadastro de pacientes (Figura 10), definição de protocolo experimental e monitoração da sessão.

The screenshot shows a software window titled 'IHM - MANIPULADOR'. It has a menu bar with 'Arquivo', 'Cadastro', 'Configurações', and 'Ajuda'. In the top right corner, it says 'No Connect'. The main area is titled 'CADASTRO PACIENTE' and contains the following fields:

- Nome: [Text input]
- Data de nascimento: [Date input (MM/YY)]
- Acompanhante: [Text input]
- Cidade: [Text input]
- Estado: [Text input]
- Telefone: [Text input with area code placeholder ()]
- Celular: [Text input with area code placeholder ()]
- Dominância: [Text input]
- Patologia: [Text input]
- Observação: [Large text area]

At the bottom of the form are two buttons: 'Ok' and 'Voltar'.

Figura 10 – Interface para cadastro dos voluntários/pacientes.

No menu principal da interface, era mostrado o parâmetro como tamanho da plataforma, posição do alvo, nível de assistência, como o campo de força poderia ser implementado (aleatório, apenas em um sentido, resistência em todos os pontos, ajuda em todos os pontos) e aparição de pistas visuais. Além disso, um painel indicando como o manipulador estava no plano era mostrado a esquerda que poderia ser expandido por um botão, assim ocupando a tela inteira (Figura 11). Nesse trabalho, optamos por utilizar apenas o campo de força aleatório com pistas em forma de trilha para observar adaptação e aprendizagem motora em nosso protocolo.

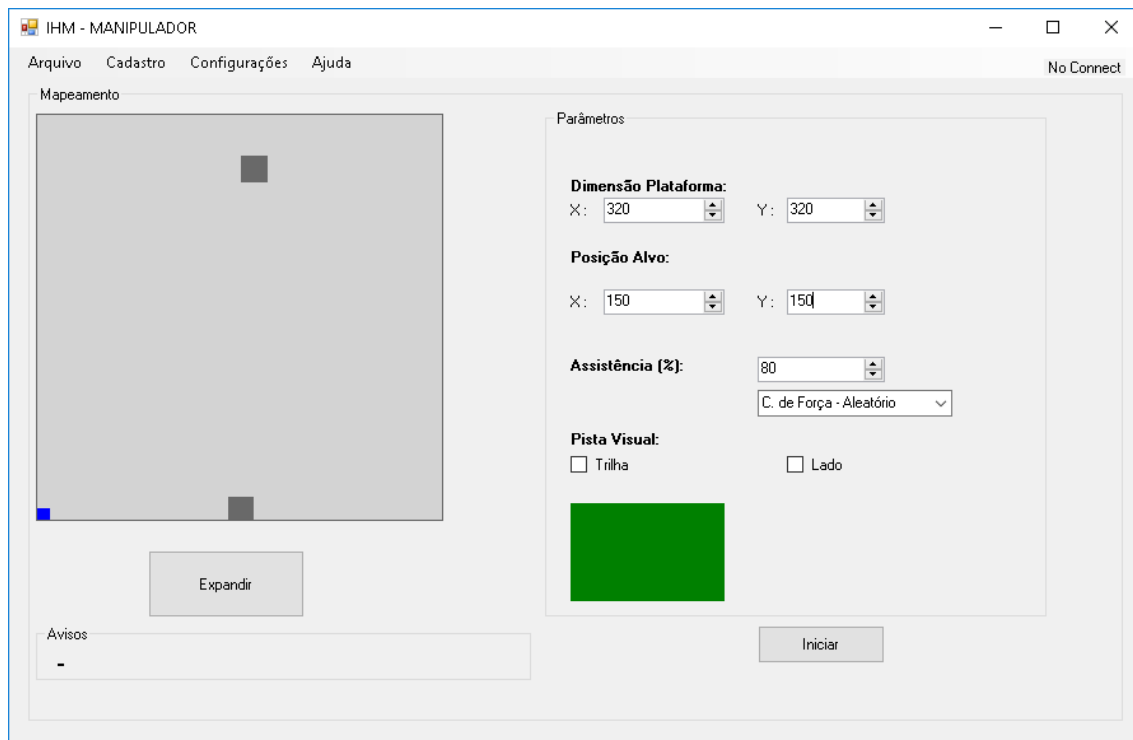


Figura 11 – Interface para configuração da sessão experimental.

3.5. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

As tarefas que foram realizadas pelos voluntários envolvem ações de alcance no plano X-Y. Em todos os experimentos, o objetivo foi controlar o movimento de um cursor na tela do computador, de um ponto inicial (parte inferior da tela) até uma meta (parte superior à tela). O deslocamento do cursor seguia o mesmo deslocamento do manipulador robótico (Figura 12a). A finalização de um alcance foi indicada pela mudança de cor da meta superior (trocando da cor cinza para verde). Uma vez completado o alcance, o sujeito deveria retornar ao ponto inicial, para realização do novo alcance, ou conclusão da sessão.

Durante o movimento de alcance, um campo visual de força variável (semi-senóide com pico de 7,5 Nm) e perpendicular à direção do movimento poderia ser aplicado como perturbação (Figura 12b).

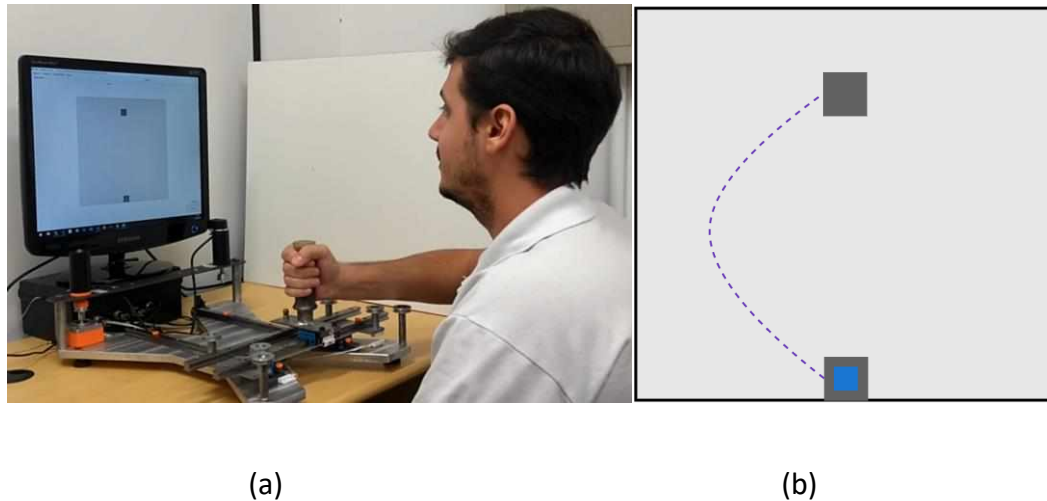


Figura 12 - (a) Ilustração do processo de alcance com manipulador robótico e interface de retroalimentação. (b) Ilustração da direção e intensidade do campo de força a ser aplicada durante a realização do movimento de alcance (quanto mais a amplitude do sinal, maior a força, da direita para esquerda, que será aplicada pelos motores, perpendicularmente à direção de movimento que o usuário realiza).

O estudo foi realizado em 5 fases (Figura 14a), a depender da fase 2 ou 3 séries seriam realizados com cerca de 50 alcances, onde os participantes deveriam realizar movimentos rápidos de 15 cm em direção ao alvo, onde seu objetivo principal seria atingir o alvo com menor trajeto, maior precisão e velocidade possível. Os blocos foram divididos como:

Linha de Base: Foram realizadas duas séries nessa fase, com 50 tentativas em cada, um sem campo e sem feedback visual.

Adaptação: Três séries com perturbação motora, onde foram aplicados campos perpendiculares aleatórios. Dependendo do grupo, o sistema poderia aplicar um feedback visual, sendo uma linha tracejada que iria fornecer a direção do campo (Figura 14d).

Sem visão: Três séries idem ao bloco anterior, mas nessa série foi obstruído a visão do participante ao manipulador robótico, sendo possível apenas visualizar o monitor (figura 13b).

Washout: Três séries sem perturbação visuomotora e sem feedback visual.

Readaptação: Duas séries com transformação visuomotora e sem Feedback visual.

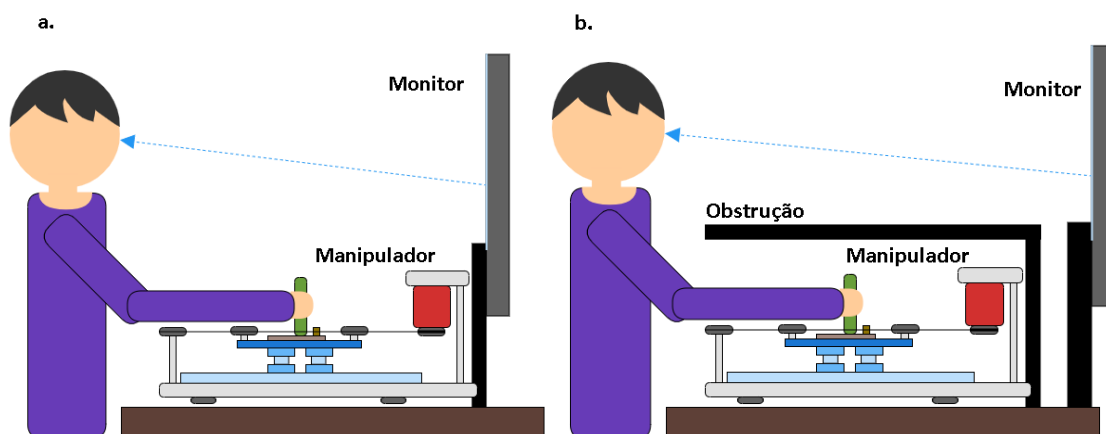


Figura 13 - Ilustração das tarefas de manipulação. (a) sem obstrução. (b) com obstrução visual da posição real do manipulador robótico.

Cada série foi separado por um descanso de 1 minuto, onde foi pedido para que o voluntário descansasse o braço.

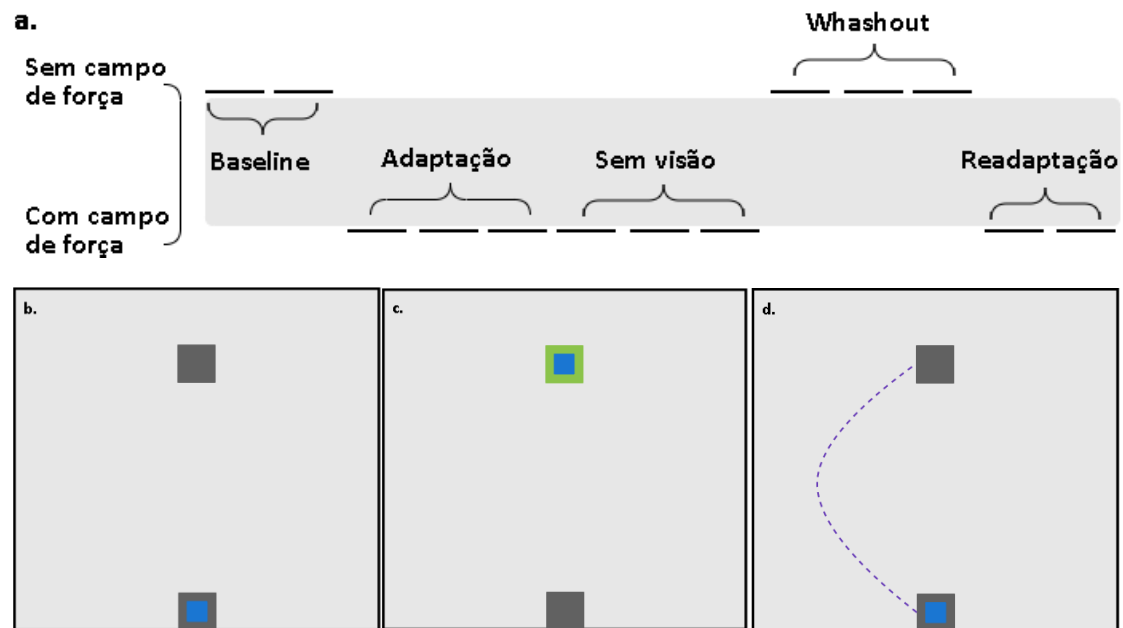


Figura 14 – Procedimento do experimento. (a) Divisão das fases do experimento, três séries de baseline, três séries de adaptação, três séries sem a visão do manipulador, três séries de whashout e duas séries de readaptação. (b) Pista visual que o grupo teve acesso (em roxo), os quadros cinzas sinalizam onde o quadro azul (que representa a posição do manipulador) deverá acertar. (c) Ao acertar o alvo cinza superior, este alvo se torna verde para sinalizar o fim do alcance e retornar ao quadro cinza inferior. (d) A linha roxa demonstra como a pista visual era mostrada para o usuário, esta linha também poderia ser exibida espelhada pela direita para mostrar o campo formado pelo lado direito dependendo da aleatoriedade.

3.6. ANÁLISE DE DADOS

A posição do manipulador foi coletada através de dois encoders fixados nos motores (encoders). A força resultante no manipulador foi estimada a partir dos dados dos sensores de corrente dos motores. A taxa de amostragem para os sinais dos sensores foi de 500 Hz.

Para minimizar a influência de planejamento, a tentativa seria excluída caso o tempo entre a solicitação de início de alcance (meta surgir na tela) e o do movimento fosse maior que 600 ms (GALEA *et al.*, 2015; YEO; WOLPERT; FRANKLIN, 2015).

E ainda, uma tentativa só seria validada se a posição final do cursor de movimentação se localizasse dentro dos limites da meta. Alcance finalizados fora ou nas bordas da meta foram excluídos (Figura 15). Este tipo de erro, é descrito na literatura como “erro de omissão” (HARDWICK *et al.*, 2017).

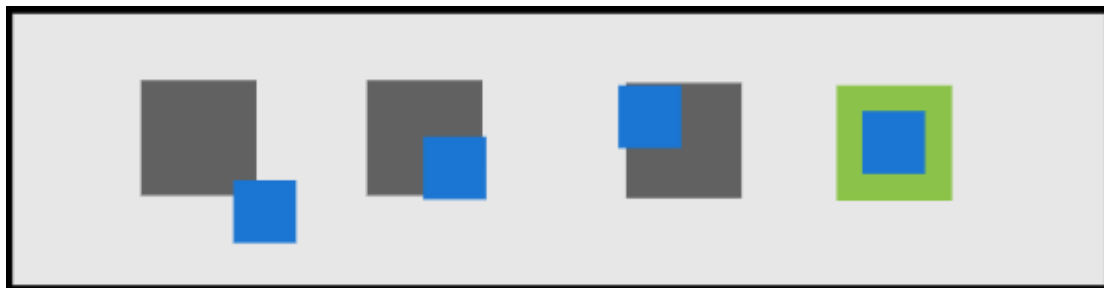


Figura 15 – Ilustração de possíveis erros de “chegada”. Três chegadas erradas, e uma correta (verde).

Os efeitos entre os grupos foram comparados usando ANOVA de medidas repetidas, seguidas de testes *t*. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$. O tamanho da amostra é compatível com diversos trabalhos publicados na literatura (DAYAN; DAW, 2008; GALEA *et al.*, 2011, 2015; HUANG *et al.*, 2011).

Capítulo 4

4. RESULTADOS

4.1. PARTICIPANTES

Ao todo, 10 voluntários participaram do experimento, todos se consideravam sem nenhum problema motor, com idade média de $25,1 \pm 1,7$ anos (média \pm desvio padrão), desses participantes 9 eram destros e 1 canhoto. Como critérios de inclusão no estudo, os voluntários deveriam possuir idade entre 18 e 33 anos, justificado com base em estudos prévios sobre tema (DE BEUKELAAR; WOOLLEY; WENDEROTH, 2014; WYMBBS; BASTIAN; CELNIK, 2016), não possuir diagnóstico de doenças neurológicas ou déficit motor no membro superior dominante, apresentar boa visão (normal ou corrigida), não fazer uso de drogas e não estar privados de sono noturno (ter dormido

no mínimo 6 horas). Dentre os 10 candidatos dois foram excluídos dos resultados finais por não conseguirem fazer o experimento dentro das limitações de plano do aparelho, gerando assim um erro maior do que o equipamento poderia mostrar, portanto, ao final apenas 8 candidatos foram apresentados.

O protocolo da coleta foi aprovado pelo comitê de ética CNS 466/12 da Universidade Federal de Uberlândia e todos os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido de acordo com a declaração de Helsinque (Anexo 1).

4.2. EXPERIMENTOS

Todos os voluntários realizaram as tarefas conforme descrito no capítulo 3. A figura 16 apresenta um exemplo contendo os percursos de todos os alcances de uma série para um único sujeito. O padrão de cores denota a sequência de alcances, em que a cor preta indica o primeiro alcance, subindo a temperatura de cor até o vermelho para indicar o alcance final. Como se observa, este sujeito específico inicia com um grande erro para a esquerda, devido ao campo de força aplicado. Como os campos de força eram aplicados de forma aleatória, pode-se notar erros de trajetória tanto para esquerda como para direita. Mas, à medida que os alcances são atingidos, o sujeito aprende a compensar a perturbação e realizar os alcances em trajetória cada vez mais próxima de uma linha reta.

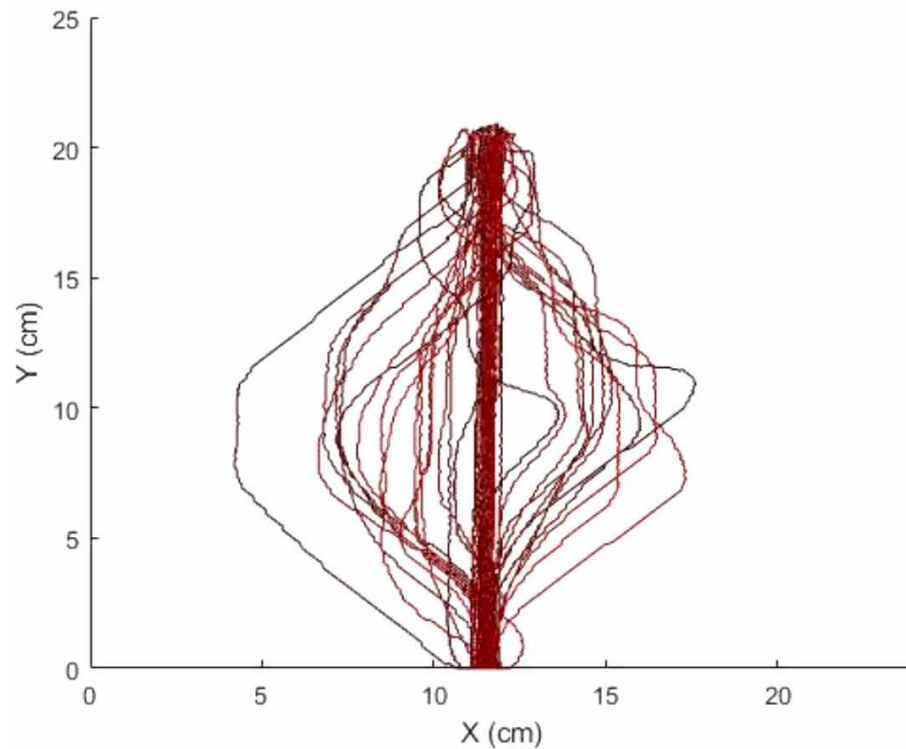


Figura 16 - Exemplo de tentativas de alcance realizadas durante uma das tarefas do protocolo. O padrão de cores mostra a sequência de realização da tarefa (preta: início, vermelho: final).

4.3. IMPACTO DE PISTAS VISUAIS NA ADAPTAÇÃO DO MOVIMENTO

Conforme descrito, os voluntários foram expostos a campos de força perpendiculares com amplitude semi-senoidal, aleatoriamente, durante as tarefas de alcance em que o objetivo era atingir o alvo com maior precisão possível.

Um dos grupos de participantes recebeu pistas visuais em forma de linha tracejada, indicando como o campo de força seria aplicado. Em contraste, o segundo grupo não recebeu estas pistas visuais na tela do computador, assim teve que reagir ao campo, sem nenhum tipo de pista.

Para estimar a habilidade do usuário, foi usada a área que o voluntário forma no alcance, baseada pela Regra dos Trapézios Composta para pontos infinitesimais, demonstrada pela fórmula abaixo:

$$A_{error_n}(f) = \left| h \left(\frac{f(a) + f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(x_i) \right) \right| \quad (14)$$

Uma linha reta entre o alvo inferior e superior foi assumida como alcance ideal, por este motivo, foi considerado como a base da área, assim $A_{error_n}(f)$ é a área de erro de cada alcance, o h é a altura máxima do desvio do centro, $f(a)$ a base menor, $f(b)$ a base maior e $f(x_i)$ a somatória das n bases existentes no caminho. A área do erro foi utilizada em módulo para que sempre se assumisse o valor positivo.

A figura 17 mostra a evolução das médias de 50 alcances de cada voluntário. As evoluções dos sujeitos do grupo que contou com pistas visuais são mostradas nas cores descendentes de rosa, para os sujeitos que não receberam pistas visuais utiliza-se as cores descendentes de azul. Para permitir a análise de possíveis variações (adaptações) durante as várias tarefas de alcance, os dados foram normalizados pelo valor médio da segunda série de *baseline* individualmente.

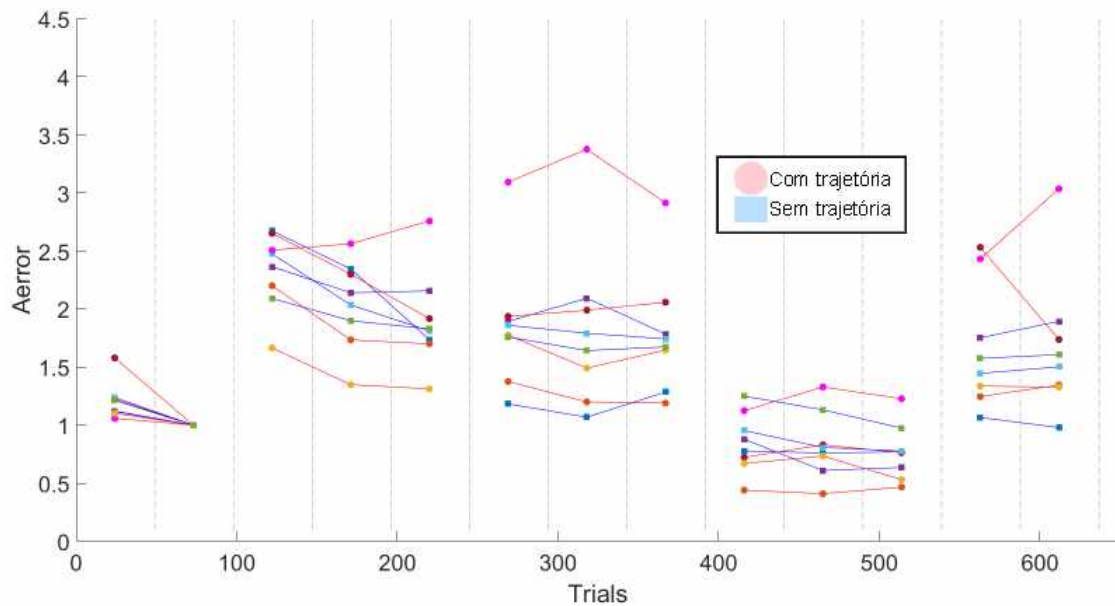


Figura 17 – Evolução do erro médio por série de alcances para cada voluntário.

Como se observa, não é possível perceber diferenças aparentes entre os grupos ao se avaliar puramente as médias individuais. A análise estatística mostra que os grupos iniciaram os experimentos com performas similares, pela ANOVA ($F_{3,94} = 15,29$, $p = 0,00017$).

No entanto, ambos os grupos apresentaram evolução (aprendizado/adaptação) quando consideramos as médias dos erros da última sessão em relação a primeira série da fase de adaptação com manipulador visível. Para o grupo sem pista visual, se obteve $t_8 = 0,53$, $p = 0,29$ (utilizando o *test t*), provando que tivemos uma diferença entre o começo e o fim dessas fases. Já no grupo com pista visual, foram datados os valores $t_8 = 2,31$, $p = 0,12$, o que também mostra um aprendizado nesse grupo. Assim, mostrando que esses dois grupos aprenderam.

E ainda, a análise das diferenças entre os grupos na sessão final mostra que as performances dos mesmos são distintas: $F_{3,9} = 0,6$, $p = 0,41$, grupo que não recebeu

pista visual apresentou uma maior evolução com menor erro na sessão final, quando comparado ao grupo que recebeu pistas visuais. Como esta diferença não é óbvia nas evoluções de médias individuais, decidiu-se analisar a evolução das médias de cada grupo para cada tentativa (Figura 18). Neste caso, pode-se perceber uma tendência de separação entre os grupos, marcadamente nas últimas duas sessões. Esta diferença, pode ser atribuída ao fato de que pistas visuais podem ter contribuído para uma maior dispersão da atenção de cada sujeito, e como consequência provocado um atraso no processo de aprendizado/adaptação motora. Vale ressaltar que o feedback motivacional não forneceu nenhuma informação adicional direcional, eles não tiveram nenhum sinal que poderia servir como adicional de aprendizado em erro.

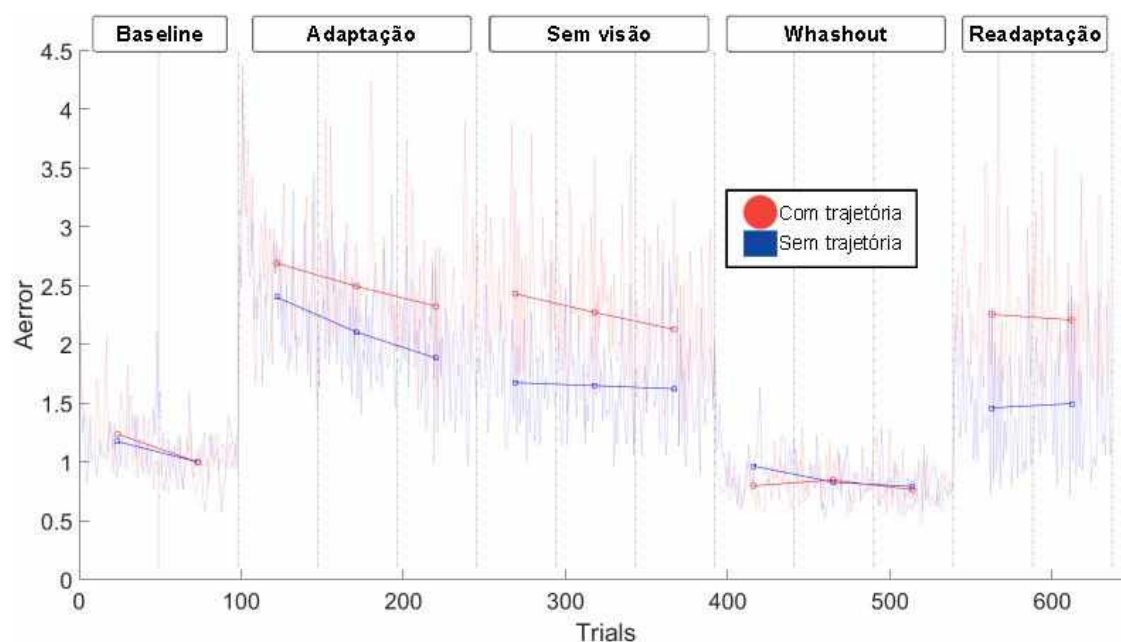


Figura 18 - Evolução das médias de erro de cada grupo para cada tentativa. A cor vermelha transparente representa a média dos erros de área do grupo que recebeu a pista da trajetória e a cor azul transparente do grupo que não recebeu a pista de trajetória. O círculo vermelho representa a média da série do grupo que recebeu a pista da trajetória e o quadrado azul a média da série dos erros de área.

4.4. EFEITO DA OBSTRUÇÃO (DA FASE SEM VISÃO) DO MANIPULADOR DURANTE AS SESSÕES

A comparação dos erros médios entre as séries de adaptação com ou sem obstrução visual (da fase sem visão) do manipulador não mostrou qualquer diferença significativa entre as fases. Para avaliar, especificamente, o possível impacto da obstrução (da fase sem visão) do manipulador, avaliou-se, diferença estatística entre a última série de adaptação com visão do manipulador e a primeira série com obstrução (da fase sem visão) do manipulador, para cada grupo. Os resultados mostram que, para o grupo que recebeu pistas visuais na tela do computador não houve diferença significativa ($t_8 = 2,31$, $p = 0,012$), o mesmo ocorrendo para o grupo que não recebeu pistas visuais na tela do computador ($t_8 = 0,53$, $p = 0,029$).

4.5. EFEITOS DE CAMPO DE FORÇA CONCÊNTRICOS E EXCÊNTRICOS

A figura 19 mostra o efeito isolado dos campos de força aplicados na direção contrária aos movimentos concêntricos e excêntricos, considerando movimento de flexão de cotovelo do braço dominante dos sujeitos.

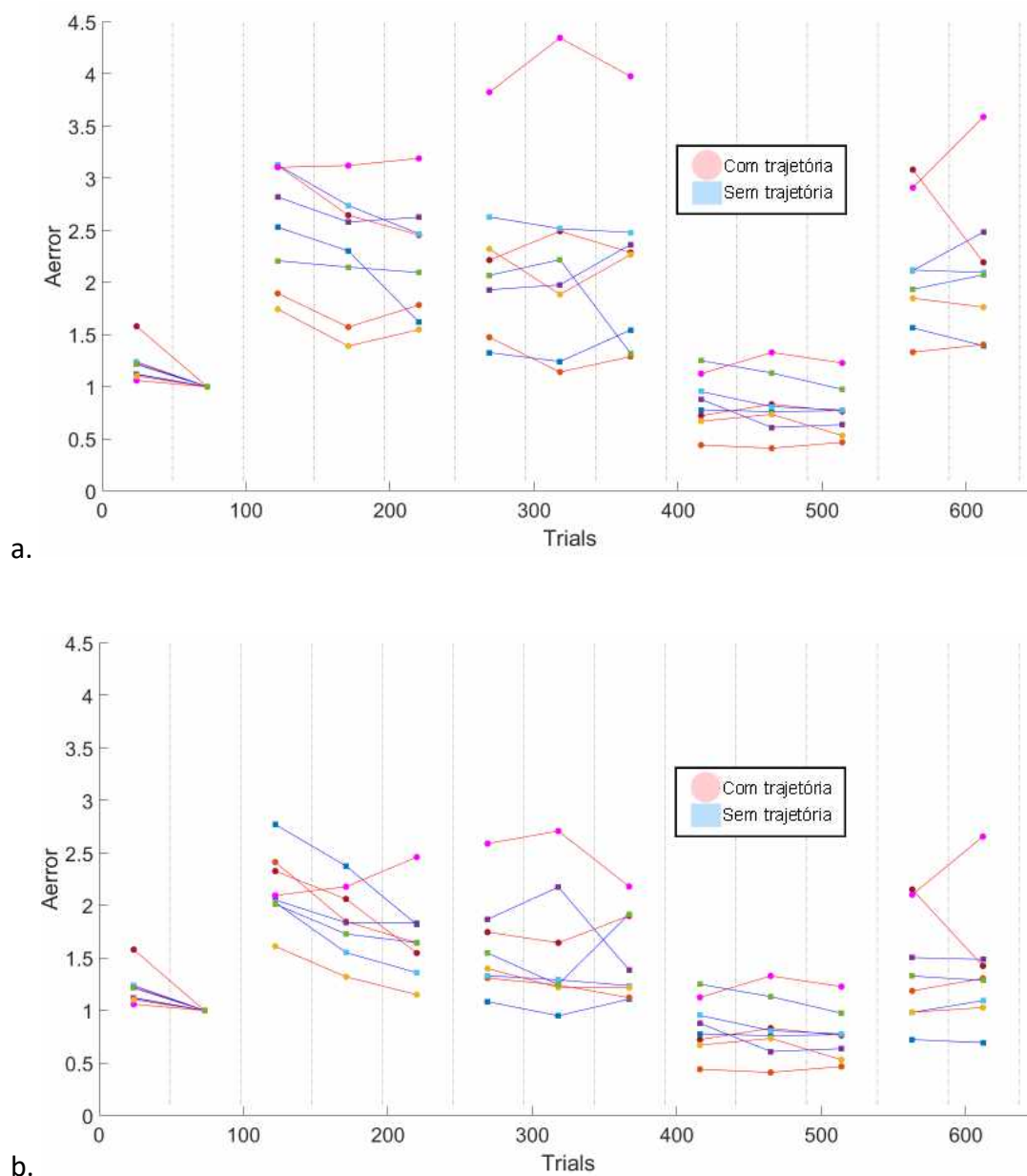
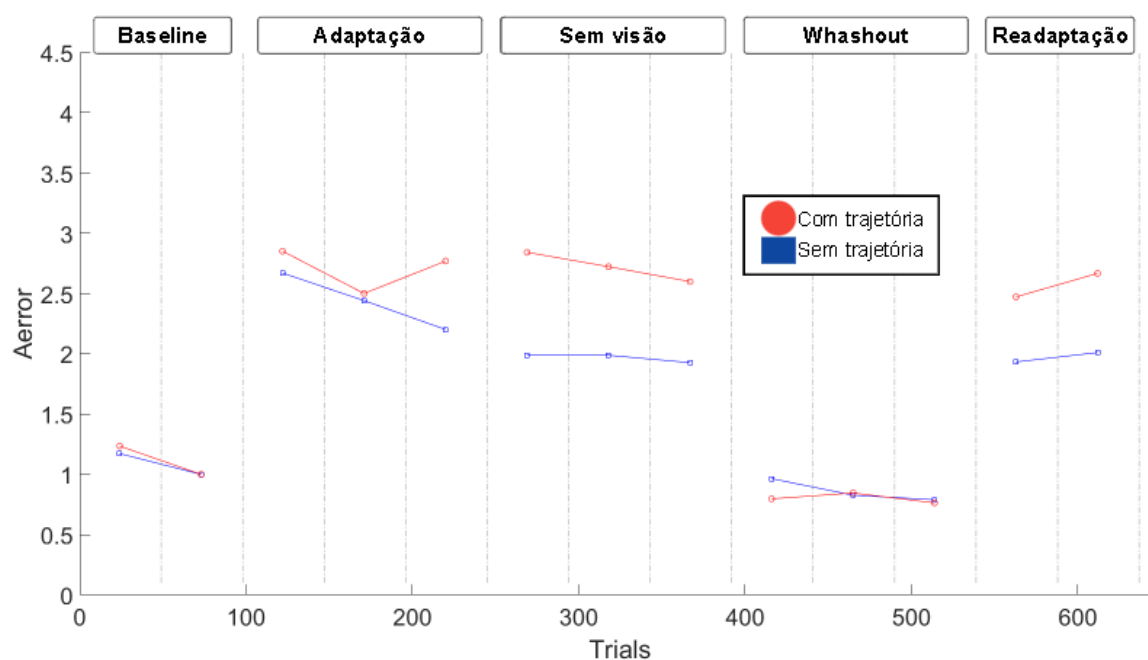


Figura 19 - Evolução do erro médio por tentativa separados por campos contra e a favor do movimento concêntrico da mão dominante. (a) Mostra a média dos erros de área por série de cada voluntário do campo a favor do movimento concêntrico da mão dominante, voluntários representados por círculos representam indivíduos que obtiveram visualização da trajetória nas fases de adaptação e sem visão, já os indivíduos representados por quadrados indicam pessoas que não receberam a trajetória. (b) Mostra a média dos erros de área por série de cada voluntário no campo contra o movimento concêntrico da mão dominante.

Quando foi comparado a primeira série de adaptação, nota-se que aplicação de força na direção oposta ao movimento concêntrico dos sujeitos não resultou em diferenças significativas entre os grupos ($F_{2,47} = 3,94$, $p = 0,011$). No entanto, quando o campo de força foi aplicado na mesma direção do movimento concêntrico os grupos mostram diferenças entre si ($F_{3,94} = 0,09$, $p = 0,09$). Apesar disso, o erro médio de ambos os grupos com campo de força na direção oposta ao movimento concêntrico foi maior nesta primeira fase.

a.



b.

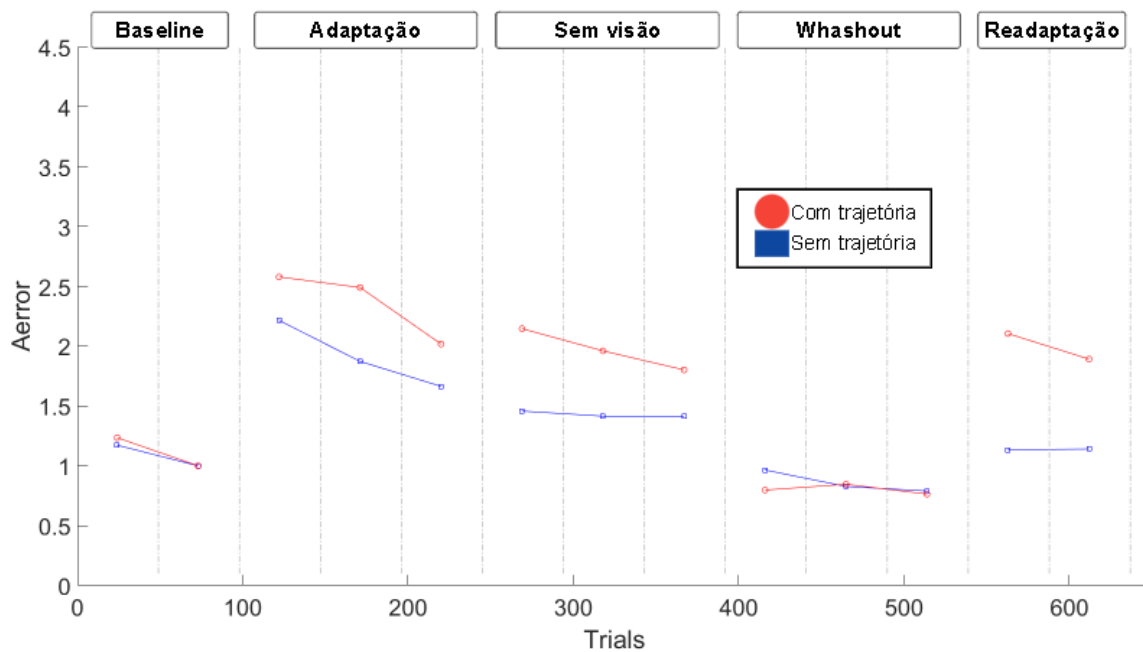


Figura 20 - Representam o erro de área normalizado por tentativa separados por campos contra e a favor do movimento concêntrico da mão dominante. (a) Média dos erros de área por grupos dos movimentos com campo contra o movimento concêntrico. O círculo vermelho representa a média da série do grupo que recebeu a pista da trajetória e o quadrado azul a média da série dos erros de área. (b) Média dos erros de área por grupos no campo dos movimentos a favor do movimento concêntrico.

Por fim foram avaliadas, após o período de *whashout*, percebe-se que não houve diferenças significativas entre os grupos. Demonstrando a adaptação e retenção do aprendizado, pela fase de readaptação. Então foram comparados a última série da fase sem visão com a primeira série da fase de readaptação, que mostrou que no alcance com campo contra e a favor do movimento não houve diferença significativa, tanto no grupo com pista quanto no grupo sem pista visual. O que mostra que em todos os casos o aprendizado foi retido no processo.

Capítulo 5

5. DISCUSSÃO

Este estudo investigou o uso de diferentes intervenções comportamentais durante a fase de adaptação motora em uma tarefa recém aprendida para a melhora no desempenho da habilidade motora. Verificou-se que ambos os grupos melhoraram o desempenho da tarefa motora quando comparados com seu início. Quando um movimento é preditivo da direção do campo é planejado, mesmo que não executado, há uma redução substancial na interferência, o que pode explicar a melhoria na acurácia com o passar dos alcances, gerando um melhor planejamento motor, melhorando a adaptação do voluntário e posteriormente um aprendizado (FERNÁNDEZ; BOCCIA; PEDREIRA, 2016).

5.1. PISTAS VISUAIS PROVOCAM ADAPTAÇÃO MAIS LENTA

Os grupos que não dispuseram de pista visuais apresentaram um ganho de desempenho motor superior ao grupo com pistas visuais. Consequentemente o feedback em forma de pista visual foi associado a uma adaptação mais lenta. Existem várias possibilidades de como essa pista visual pode ter desacelerado a adaptação motora. Primeiro, os sinais de feedback podem ter sensibilidade cerebelar aumentada a erros de previsão sensorial, isto é, o desajuste direcional entre a localização esperada e a posição percebida (GALEA *et al.*, 2015; SHADMEHR; KRAKAUER, 2008). Um erro de previsão, poderia ter levado a uma maior exploração comportamental, e assim, aumentar o tempo com a qual a solução correta era encontrada. Outra possibilidade, é que houve um aumento de processamento cortical devido a um maior processamento de parâmetros (provindo das pistas visuais), portanto, pode levar a aumentos no tempo para a aprendizagem durante perturbações motoras aleatórias. Assim, as diferenças no experimento devem ter surgido nos voluntários, tornando-se mais sensíveis às informações direcionais fornecidas por um erro de previsão sensorial (GALEA *et al.*, 2015).

Foi observado que a implicação de pistas visuais causou um aumento do tempo de reação para o grupo. Como a função cerebelar é sensível a desfechos comportamentais e estímulos aversivos, acredita que as diferenças de desempenho induzidas pela pista visual na aprendizagem baseada em erros foram um resultado direto do cerebelo sendo mais sensível a um erro de previsão sensorial (BASTIAN, 2008; GALEA *et al.*, 2015).

5.2. MAIOR FACILIDADE DE ADAPTAÇÃO EM CAMPOS CONCÊNTRICOS

Um ponto que foi notado, foi que a aversão ao erro quando se tem a expectativa de onde virá o campo, que acontece quando à pista visual, pode ter causado um maior foco na diferença entre o trajeto ideal e o visto pelo usuário, assim desmotivando a adaptação (DE MARTINO; CAMERER; ADOLPHS, 2010; GALEA *et al.*, 2015).

A função cerebelar é sensível a desfechos comportamentais negativos e estímulos adversos, pode-se supor que as melhorias induzidas pela pista visual foram um resultado direto do cerebelo sendo mais sensível a erros de predição sensorial associada a pistas visuais. Em outras palavras, as pistas visuais dificultaram diretamente o aprendizado no erro de predição do cerebelo, possivelmente através do aumento dos níveis de serotonina no cerebelo (GALEA *et al.*, 2015; HESTER *et al.*, 2010; WU *et al.*, 2014).

De fato, o resultado do grupo com pistas visuais mostra que o desempenho dos voluntários indica a adaptação/aprendizado foi completamente defasado do grupo que não possui as pistas visuais, não podendo ser descartada já que os resultados parecem ter valor motivacional. Seria informativo, no entanto, examinar melhor a relação entre a aprendizagem e a magnitude da pista visual oferecida (GALEA *et al.*, 2015).

Como demonstrado nos resultados uma capacidade maior de controle do manipulador em movimentos executados durante a aplicação de campos de força concêntricos em relação ao movimento de compensação associado à articulação do cotovelo. Esse maior controle pode ser associado à uma maior facilidade para movimentos de flexão do cotovelo, que, por sua vez, está associado à atividade do

bíceps braquial – mais potente que seu agonista (tríceps braquial). Como são movimentos antagonistas, podemos observar nos resultados que foram geradas duas adaptações, sugerindo que tiveram dois aprendizados diferentes para o mesmo alcance. Estudos abordam que a adaptação pode depender de pontos de controle e localização do objeto que podem alterar no aprendizado (GOUDARZI *et al.*, 2012; HEALD *et al.*, 2018). Com isso, o sistema motor forma memórias separadas para diferentes pontos de controle do mesmo objeto. Como nesse experimento foi pedido para que o usuário segurasse a manopla da maneira mais confortável para ele, após cada descanso o usuário poderia ter trocado sua pegada, o que gera uma nova adaptação motora. Isso dá indícios de que a melhora de alguns voluntários não ocorre por uma melhor adaptação, e sim, por processos de aprendizado de parâmetros que formam memórias motoras distintas que são retornadas quando necessário (HARDWICK *et al.*, 2017; HEALD *et al.*, 2018).

Memórias separadas podem ser formadas para diferentes pontos de controle em objetos manipulador. A formação de memórias motoras distintas para diferentes pontos de controle não é obrigatória, mas só ocorre se a dinâmica de cada ponto de controle for diferente, portanto, a alocação de memória do motor é flexível e eficiente. Resultados de outro estudo sugerem que os objetos não são representados pelo sistema motor como entidades holísticas, mas são parcelados de uma maneira dependente de tarefas de acordo com os pontos de controle (HEALD *et al.*, 2018).

5.3. VARIAÇÃO DOS CAMPOS DE FORÇA PROMOVEU A ATUALIZAÇÃO DE APRENDIZADO OU ALTERAÇÃO NO ERRO DE PREDIÇÃO?

A realização de uma maior quantidade de estudos bem controlados e delineados é necessário para reunir maiores evidências de que o uso de interferências comportamentais durante a adaptação motora. Tradicionalmente, o aprimoramento da memória tem sido estudado comportamentalmente (precisão e persistência da memória) ou por meio de níveis de ativação BOLD em regiões específicas do cérebro (BAVASSI *et al.*, 2019; STORM; BJORK; BJORK, 2012). Adaptação que estamos acostumados com resposta sensitiva (somatossensorial base), onde se adapta do que acha que não iria adaptar (o que não é frequente), assim entrando num mecanismo de aprendizado. No entanto, ainda precisamos de mais evidências para apoiar plenamente o papel do erro de predição no contexto das memórias motoras. Quanto tempo dura a janela de reconsolidação? Será tempo suficiente para sessões terapêuticas eficazes? Os protocolos padrões de reabilitação neuromotora geralmente dependem de múltiplas sessões de treinamento. Além disso, é fundamental avaliar como os distúrbios neurológicos, como acidente vascular cerebral, afetam os processos de consolidação, reativação e reconsolidação (SILVA; SOARES, 2018). Dessa forma, os conhecimentos de estudos sobre a adaptação motora são indispensáveis para nortear a realização de estudos futuros aplicados a translação para a prática clínica.

5.4. PERSPECTIVAS GERAIS DE APLICAÇÕES PRÁTICAS

Além das possibilidades abordadas nesse estudo, não se pode descartar o potencial benefício da plataforma robótica no uso de reabilitação de disfunções nas extremidades dos membros superiores. O dispositivo foi projetado para traduzir os

movimentos em uma cinemática extremamente simplificada e com propriedades dinâmicas homogêneas, oferecendo a possibilidade de gerar controles de auxílio (admitância em movimentos), quanto de dificultar (impedância) e eliminando problemas de estabilidade.

Este dispositivo foi caracterizado utilizando a transmissão cabeada em forma de H que levou a ser um sistema muito responsivo, em termos de transmissão de força. A inércia do movimento que é considerada baixa (450 g) em comparação ao sistema que foi baseado “H-man” (700 g) (CAMPOLO *et al.*, 2014). Outro ponto importante é com o desenvolvimento dessa tecnologia em laboratório não há limitadores de software e hardware que podem ser desenvolvidos pela empresa que impossibilitem algum tipo de manuseio no dispositivo.

Além do equipamento possuir uma homogeneidade em todo seu plano de trabalho, outro aspecto inovador desse sistema de transmissão diferencial por cabos, é a possibilidade de restringir movimentos ao longo dos canais XY sem o uso de controle ativo, usando simples *stoppers* em seus guias lineares.

Em um futuro próximo este equipamento será utilizado para examinar o controle motor de membros superiores em pacientes com patologias neuromotora em uma ampla gama de condições funcionalmente relevantes, e também será usado no desenvolvimento e aprimoramento de técnicas de reabilitação para membros superiores.

Capítulo 6

6. CONCLUSÃO

Baseado no paradigma experimental abordado, foram comparados os efeitos de interferências no processo de adaptação motora em indivíduos saudáveis. Foi observado que, para um único movimento, ocorre mais do que uma adaptação levando a aprendizados diferentes. Quando pistas visuais são adicionadas a priori do movimento, o cérebro pode processar uma estimativa mais precisa das consequências sensoriais dos comandos motores em busca de um modelo preciso. No entanto, nossos resultados mostram que tais pistas devem ser cuidadosamente avaliadas, uma vez que, o cérebro parece também necessitar de uma maior quantidade de repetições para consolidar a adaptação.

6.1. CONTRIBUIÇÃO CIENTÍFICA

Nessa dissertação, foram investigadas estratégias para estudo do processo de adaptação motora, evidenciando a capacidade de aprendizado do cérebro para atividades com um alto nível de interferências. Nossos experimentos também apontam que a adaptação motora pode ocorrer mesmo em situações onde as interferências são inseridas de modo aleatório durante repetidas ações de alcance.

Além dos estudos comportamentais descritos e das conclusões abstraídas, também foi desenvolvido um manipulador robótico totalmente funcional e programável, que poderá ser utilizado por vários pesquisadores no futuro. A construção desta plataforma robótica, se apresenta como uma importante contribuição deste trabalho no sentido de prover *know-how* e tecnologia local, com potencial para aplicação em diversas áreas voltadas à estudos do controle neuromotora, aprendizado e reaprendizado motor, reabilitação e integração sensório motora.

Em geral, a realização deste trabalho contribui para o avanço dos estudos na área de reconsolidação da memória motora humana e estimula a realização de novas pesquisas para que sejam reunidas evidências seguras em relação aos efeitos da aplicação de intervenções comportamentais para modificação do conteúdo e força da memória motora. Assim, os conhecimentos provenientes deste e de outros trabalhos, poderão guiar futuros estudos clínicos com possibilidade de transladação para aplicações práticas nas áreas de aprendizagem ou reaprendizagem/reabilitação neuromotora.

6.2. TRABALHOS FUTUROS

A pequena quantidade de voluntários nos grupos de pesquisa avaliados neste trabalho leva a certa dificuldade em estabelecer todos os efeitos de diferentes interferências no processo de adaptação motora. Assim, sugere-se a ampliação dos experimentos aqui descritos, com novos protocolos e maior número de participantes.

Além disso, novas pesquisas podem ser realizadas nas áreas de aprendizado, adaptação, consolidação e reconsolidação motoras, para investigar, por exemplo: protocolos experimentais para realização de diferentes tarefas e avaliação das condições limites para modificação da memória, compreender a intensidade de erro de predição a ser empregada para readaptação mais rápida e eficiente e qual seu impacto, nos processos de consolidação e reconsolidação de memória motora.

REFERÊNCIAS

ANDERSCHITZ, M. *et al.* Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 13, n. 3, p. 380–394, 2005.

BASTIAN, Amy J. Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Current Opinion in Neurology*, v. 21, n. 6, p. 628–633, 2008.

BAVASSI, Luz *et al.* Retrieval of retrained and reconsolidated memories are associated with a distinct neural network. *Scientific Reports*, v. 9, n. 1, p. 784, 2019. Disponível em: <<http://www.nature.com/articles/s41598-018-37089-2>>.

BIDDISS, Elaine; CHAU, Tom. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 31, n. 3, p. 236–257, 2007.

BOCK, Otmar; SCHNEIDER, Stefan; BLOOMBERG, Jacob. Conditions for interference versus facilitation during sequential sensorimotor adaptation. *Experimental Brain Research*, v. 138, n. 3, p. 359–365, 2001.

BOURKE, Teige C. *et al.* A robot-based behavioural task to quantify impairments in rapid motor decisions and actions after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 13, n. 1, p. 1–13, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0201-2>>.

CA, C *et al.* Consolidation in human motor memory. *Nature*, v. 392, n. April, p. 941–945, 1998.

CAITHNESS, G. Failure to Consolidate the Consolidation Theory of Learning for Sensorimotor Adaptation Tasks. *Journal of Neuroscience*, v. 24, n. 40, p. 8662–8671, 2004.

CAMPOLO, Domenico *et al.* H-Man: A planar, H-shape cabled differential robotic manipulandum for experiments on human motor control. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 235, p. 285–297, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2014.07.003>>.

CARLOS, Juan; IBARRA, R E Z. *Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo*. 2014. 20–36 f. 2014. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18149/tde-03072015-120612/publico/dissertacao_juan_perez.pdf>.

CISEK, Paul. Cortical mechanisms of action selection: the affordance competition

hypothesis. *Modelling Natural Action Selection*, n. April, p. 208–238, 2011.

CISEK, Paul; PASTOR-BERNIER, Alexandre. On the challenges and mechanisms of embodied decisions. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, v. 369, n. 1655, 2014.

COTHROS, N.; WONG, J. D.; GRIBBLE, P. L. Are there distinct neural representations of object and limb dynamics? *Experimental Brain Research*, v. 173, n. 4, p. 689–697, 2006.

DAVIDSON, Paul R.; WOLPERT, Daniel M. Scaling down motor memories: De-adaptation after motor learning. *Neuroscience Letters*, v. 370, n. 2–3, p. 102–107, 2004.

DAY, B. L.; LYON, I. N. Voluntary modification of automatic arm movements evoked by motion of a visual target. *Experimental Brain Research*, v. 130, n. 2, p. 159–168, 2000.

DAYAN, Peter; DAW, Nathaniel D. Decision theory, reinforcement learning, and the brain. *Cognitive, Affective and Behavioral Neuroscience*, v. 8, n. 4, p. 429–453, 2008.

DE BEUKELAAR, Toon T.; WOOLLEY, Daniel G.; WENDEROTH, Nicole. Gone for 60 seconds: Reactivation length determines motor memory degradation during reconsolidation. *Cortex*, v. 59, p. 138–145, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cortex.2014.07.008>>.

DE MARTINO, Benedetto; CAMERER, Colin F.; ADOLPHS, Ralph. Amygdala damage eliminates monetary loss aversion. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 107, n. 8, p. 3788–3792, 2010.

EMKEN, Jeremy L. *et al.* Motor Adaptation as a Greedy Optimization of Error and Effort. *Journal of Neurophysiology*, v. 97, n. 6, p. 3997–4006, 2007.

ERNST, Monique *et al.* Decision-making in a risk-taking task: A PET study. *Neuropsychopharmacology*, v. 26, n. 5, p. 682–691, 2002.

FERNÁNDEZ, Rodrigo S.; BOCCIA, Mariano M.; PEDREIRA, María E. The fate of memory: Reconsolidation and the case of Prediction Error. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, v. 68, p. 423–441, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.06.004>>.

GALEA, Joseph M. *et al.* Dissociating the roles of the cerebellum and motor cortex during adaptive learning: The motor cortex retains what the cerebellum learns. *Cerebral Cortex*, v. 21, n. 8, p. 1761–1770, 2011.

GALEA, Joseph M. *et al.* The dissociable effects of punishment and reward on motor learning. *Nature Neuroscience*, v. 18, n. 4, p. 597–602, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/nn.3956>>.

GOUDARZI, Alireza *et al.* Emergent criticality through adaptive information processing in Boolean networks. *Physical Review Letters*, v. 108, n. 12, p. 1–5, 2012.

GUITTON, D.; BUCHTEL, H. A.; DOUGLAS, R. M. Frontal lobe lesions in man cause difficulties in suppressing reflexive glances and in generating goal-directed saccades. *Experimental Brain Research*, v. 58, n. 3, p. 455–472, 1985.

GUPTA, Abhishek *et al.* Design, control and performance of RiceWrist: A force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training. *International Journal of Robotics Research*, v. 27, n. 2, p. 233–251, 2008.

HARDWICK, Robert M. *et al.* Motor Learning in Stroke. *Neurorehabilitation and Neural*

Repair, v. 31, n. 2, p. 178–189, 2017.

HAWKINS, Kara M. *et al.* Neural activity in superior parietal cortex during rule-based visual-motor transformations. *Journal of Cognitive Neuroscience*, v. 25, n. 3, p. 436–454, 2013.

HEALD, James B. *et al.* Multiple motor memories are learned to control different points on a tool. *Nature Human Behaviour*, v. 2, n. 4, p. 300–311, 2018. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/s41562-018-0324-5>>.

HESTER, R. *et al.* Punishing an Error Improves Learning: The Influence of Punishment Magnitude on Error-Related Neural Activity and Subsequent Learning. *Journal of Neuroscience*, v. 30, n. 46, p. 15600–15607, 2010.

HOWARD, Ian S.; WOLPERT, Daniel M.; FRANKLIN, David W. The value of the follow-through derives from motor learning depending on future actions. *Current Biology*, v. 25, n. 3, p. 397–401, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cub.2014.12.037>>.

HUANG, Vincent S. *et al.* Rethinking Motor Learning and Savings in Adaptation Paradigms: Model-Free Memory for Successful Actions Combines with Internal Models. *Neuron*, v. 70, n. 4, p. 787–801, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuron.2011.04.012>>.

HUININK, Laura H.B. *et al.* Learning to use a body-powered prosthesis: changes in functionality and kinematics. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 13, n. 1, p. 1–12, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0197-7>>.

INGRAM, James N.; WOLPERT, Daniel M. Naturalistic approaches to sensorimotor control. *Progress in Brain Research*, v. 191, p. 3–29, 2011.

IZAWA, J. *et al.* Motor Adaptation as a Process of Reoptimization. *Journal of Neuroscience*, v. 28, n. 11, p. 2883–2891, 2008. Disponível em: <<http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.5359-07.2008>>.

JOHANSSON, R.S.; WESTLING, G. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental brain research*, v. 56, n. 3, p. 550–564, 1984.

KANDEL, Eric R. *et al.* *Principles of neural science*. 5. ed. [S.l: s.n.], 2013.

KLUZIK, JoAnn *et al.* Reach Adaptation: What Determines Whether We Learn an Internal Model of the Tool or Adapt the Model of Our Arm? *Journal of Neurophysiology*, v. 100, n. 3, p. 1455–1464, 2008.

KOJIMA, Y. Memory of Learning Facilitates Saccadic Adaptation in the Monkey. *Journal of Neuroscience*, v. 24, n. 34, p. 7531–7539, 2004.

KRAKAUER, J. W. Adaptation to Visuomotor Transformations: Consolidation, Interference, and Forgetting. *Journal of Neuroscience*, v. 25, n. 2, p. 473–478, 2005.

LUM, Peter *et al.* Robotic Devices for Movement Therapy After Stroke: Current Status and Challenges to Clinical Acceptance. *Topics in Stroke Rehabilitation*, v. 8, n. 4, p. 40–53, 2005.

MARTIN, T A *et al.* Throwing while looking through prisms. *Brain*, v. 119, n. 4, p. 1199–1211, 1996. Disponível em:

<<http://brain.oxfordjournals.org/content/119/4/1199.abstract>>.

MAZZONI, P. An Implicit Plan Overrides an Explicit Strategy during Visuomotor Adaptation. *Journal of Neuroscience*, v. 26, n. 14, p. 3642–3645, 2006.

MIALL, R. Chris *et al.* Disruption of state estimation in the human lateral cerebellum. *PLoS Biology*, v. 5, n. 11, p. 2733–2744, 2007.

MOULTON, E. A. *et al.* Aversion-Related Circuitry in the Cerebellum: Responses to Noxious Heat and Unpleasant Images. *Journal of Neuroscience*, v. 31, n. 10, p. 3795–3804, 2011. Disponível em: <<http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.6709-10.2011>>.

PATTON, James L. *et al.* Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research*, v. 168, n. 3, p. 368–383, 2006.

PAUL M. FITTS. 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, 1954. Disponível em: <[http://www2.psychology.uiowa.edu/faculty/mordkoff/InfoProc/pdfs/Fitts 1954.pdf](http://www2.psychology.uiowa.edu/faculty/mordkoff/InfoProc/pdfs/Fitts%201954.pdf)>.

PIERROT-DESEILLIGNY, C. *et al.* Decisional role of the dorsolateral prefrontal cortex in ocular motor behaviour. *Brain*, v. 126, n. 6, p. 1460–1473, 2003.

PISELLA, Laure *et al.* Dissociated long lasting improvements of straight-ahead pointing and line bisection tasks in two hemineglect patients. *Neuropsychologia*, v. 40, n. 3, p. 327–334, 2002.

PLATZ, T. *et al.* Motor learning after recovery from hemiparesis. *Neuropsychologia*, v. 32, n. 10, p. 1209–1223, 1994.

SALEK, Yashar; ANDERSON, Nicole D.; SERGIO, Lauren. Mild cognitive impairment is associated with impaired visual-motor planning when visual stimuli and actions are incongruent. *European Neurology*, v. 66, n. 5, p. 283–293, 2011.

SCOTT, Stephen H. A Functional Taxonomy of Bottom-Up Sensory Feedback Processing for Motor Actions. *Trends in Neurosciences*, v. 39, n. 8, p. 512–526, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.tins.2016.06.001>>.

SHADMEHR, Reza; KRAKAUER, John W. A computational neuroanatomy for motor control. *Experimental Brain Research*, v. 185, n. 3, p. 359–381, 2008.

SHEAHAN, Hannah R. *et al.* Imagery of movements immediately following performance allows learning of motor skills that interfere. *Scientific Reports*, v. 8, n. 1, p. 1–12, 2018.

SHEAHAN, Hannah R.; FRANKLIN, David W.; WOLPERT, Daniel M. Motor Planning, Not Execution, Separates Motor Memories. *Neuron*, v. 92, n. 4, p. 773–779, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuron.2016.10.017>>.

SILVA, Maristella Borges; SOARES, Alcimar Barbosa. Reconsolidation of human motor memory: From boundary conditions to behavioral interventions—How far are we from clinical applications? *Behavioural Brain Research*, v. 353, n. July, p. 83–90, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bbr.2018.07.003>>.

SMITH, Maurice A.; GHAZIZADEH, Ali; SHADMEHR, Reza. Interacting adaptive processes with different timescales underlie short-term motor learning. *PLoS Biology*, v. 4, n. 6, p.

1035–1043, 2006.

STORM, Benjamin C.; BJORK, Elizabeth Ligon; BJORK, Robert A. On the durability of retrieval-induced forgetting. *Journal of Cognitive Psychology*, v. 24, n. 5, p. 617–629, 2012.

TIPPETT, William J. *et al.* True functional ability of chronic stroke patients. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 10, p. 20, 2013.

TIPPETT, William J.; SERGIO, Lauren E. Visuomotor integration is impaired in early stage Alzheimer's disease. *Brain Research*, v. 1102, n. 1, p. 92–102, 2006.

TSENG, Y.-w. *et al.* Sensory Prediction Errors Drive Cerebellum-Dependent Adaptation of Reaching. *Journal of Neurophysiology*, v. 98, n. 1, p. 54–62, 2007. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00266.2007>>.

WHO. *Neurological disorders: a public health approach*. [S.l: s.n.], 2006.

WOLPERT, D M; FLANAGAN, J R. Motor learning. *Current Biology*, v. 20, p. 467–472, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cub.2010.04.035>>.

WU, Howard G. *et al.* Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. *Nature Neuroscience*, v. 17, n. 2, p. 312–321, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/nn.3616>>.

WYMBS, Nicholas F.; BASTIAN, Amy J.; CELNIK, Pablo A. Motor skills are strengthened through reconsolidation. *Current Biology*, v. 26, n. 3, p. 338–343, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cub.2015.11.066>>.

YEO, Sang Hoon; WOLPERT, Daniel M.; FRANKLIN, David W. Coordinate representations for interference reduction in motor learning. *PLoS ONE*, v. 10, n. 6, p. 1–14, 2015.

ZIEGLER, J. G.; NICHOLS, N. B. Optimum settings for automatic controllers. *InTech*, v. 42, n. 6, p. 94–100, 1942.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE
BASEADO NAS DIRETRIZES CONTIDAS NA RESOLUÇÃO CNS Nº468/2012, MS.

Prezado (a) Senhor (a)

Esta pesquisa é sobre **A influência de pistas sensoriais (motoras) no processo de integração sensório motora** e está sendo desenvolvida por Vinicius Teixeira da Costa, do Curso de Pós-Graduação em Engenharia biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, sob a orientação do Professor Dr. Alcimar Barbosa Soares.

Os objetivos do estudo é **empregar perturbações estocásticas e pistas visuais em grupos controlados para avaliar sua acurácia**. A finalidade deste trabalho é mostrar a importância do estudo da adaptação motora para melhora de acurácia e desempenho.

Solicitamos a sua colaboração para **utilizar um manipulador robótico, juntamente a uma interface para avaliar predição de erro em movimento de alcance, sendo empregada perturbações estocásticas e pistas visuais, este experimento tem o tempo previsto de 1 (uma) hora**. Também pedimos sua autorização para apresentar os resultados deste estudo em eventos da área de saúde e publicar em revista científica nacional e/ou internacional. Por ocasião da publicação dos resultados, seu nome será mantido em sigilo absoluto. Informamos que essa pesquisa não existe nenhum risco ou desconforto possível para o participante, bem como medidas de segurança foram tomadas para prevenir e minimizar qualquer erro.

Esclarecemos que sua participação **(ou a participação do menor ou outro participante pelo qual ele é responsável)** no estudo é voluntária e, portanto, o(a) senhor(a) não é obrigado(a) a fornecer as informações e/ou colaborar com as atividades solicitadas pelo Pesquisador(a). Caso decida não participar do estudo, ou resolver a qualquer momento desistir do mesmo, não sofrerá nenhum dano, nem haverá modificação na assistência que vem recebendo na Instituição (se for o caso). Os pesquisadores estarão a sua disposição para qualquer esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa.

Assinatura do(a) pesquisador(a) responsável

Considerando, que fui informado(a) dos objetivos e da relevância do estudo proposto, de como será minha participação, dos procedimentos e riscos decorrentes deste estudo, declaro o meu consentimento em participar da pesquisa, como também concordo que os dados obtidos na investigação sejam utilizados para fins científicos (divulgação em eventos e publicações).

Uberlândia, ____ de ____ de ____

Assinatura do participante ou responsável legal

Contato do participante ou responsável:

Figure 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido.

TERMO DE COMPROMISSO DA EQUIPE EXECUTORA

Nós abaixo assinados, nos comprometemos a desenvolver o projeto de pesquisa intitulado "Estratégias para potencialização da reaprendizagem motora após Acidente Vascular Encefálico" de acordo com a resolução CNS 466/12.

Declaramos ainda que o projeto de pesquisa anexado por nós, pesquisadores, na Plataforma Brasil possui conteúdo idêntico ao que foi preenchido nos campos disponíveis na própria Plataforma Brasil. Portanto, para fins de análise pelo Comitê de Ética e pesquisa, a versão do projeto que será gerada automaticamente pela Plataforma Brasil no formato "PDF" terá o conteúdo idêntico à versão do projeto anexado por nós.

DATA: 26/01/2017.

NOMES E ASSINATURAS:

 Alcinar Barbosa Soares	 Jullyanna Sabryna Morais Shinosaki
 Alex Eduardo da Silva	 Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza
 Amanda Medeiros de Freitas	 Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes
 Amanda Franco Spirandeli	 Maristella Borges Silva
 Andrei Nakagawa Silva	 Roberta da Silva Aramaki
 Camila Roza Gonçalves	 Vinícius Teixeira da Costa
 Edgar Afonso Lamounier Júnior	

Figure 2 - Termo de compromisso da equipe executora.