

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

MARCELA NAZARETH MARTELLETO

Sistema para Avaliação e Treinamento dos Membros Superiores para Aplicação
em Terapias de Reabilitação Motora e Funcional: um Estudo da Coordenação
Bimanual Cooperativa

São Carlos

2019

MARCELA NAZARETH MARTELLETO

Sistema para Avaliação e Treinamento dos Membros Superiores para Aplicação
em Terapias de Reabilitação Motora e Funcional: um Estudo da Coordenação
Bimanual Cooperativa

Versão Corrigida

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

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Marquez Pedro

São Carlos

2019

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

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

M376s Martelleto, Marcela Nazareth
Sistema para treinamento e avaliação dos membros superiores para aplicação em terapias de reabilitação pós-AVC: um estudo da coordenação bimanual cooperativa / Marcela Nazareth Martelleto; orientador Leonardo Marquez Pedro. São Carlos, 2019.

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

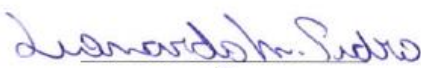

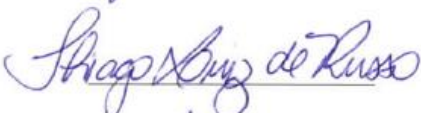

1. Coordenação bimanual. 2. Membros superiores. 3. Sistema mecatrônico. 4. Treinamento motor. 5. Reabilitação pós-AVC. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Marcela Nazareth Martelleto

Título: “Sistema para treinamento e avaliação dos membros superiores para aplicação em terapias de reabilitação pós-avc: um estudo da coordenação bimanual cooperativa”

Data da defesa: 03/12/2019

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). Leonardo Marquez Pedro EESC/USP		Não Votante
Prof(a). Dr(a). Rafael Vidal Aroca UFSCar		APROVADO
Prof(a). Dr(a). Thiago Luiz de Russo UFSCar		APROVADA
Prof(a). Dr(a). Samuel Lourenço Nogueira UFSCar		APROVADO

*Aos meus avós (in memoriam), com
muito amor, carinho e eterna
saúde.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, por me conceder saúde e força para superar as dificuldades.

Aos meus pais, pelo amor e apoio incondicional.

Ao meu orientador pelo incentivo, paciência e dedicação ao meu projeto de pesquisa e à minha formação profissional.

À Universidade de São Paulo, pela qualidade e excelência do ensino.

Aos funcionários da Universidade Federal de São Carlos que proporcionaram um ambiente propício para o desenvolvimento do meu projeto e em especial ao Departamento de Engenharia Mecânica, seu corpo docente e técnico, pela disposição e atenção concedidas.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pelo subsídio financeiro em vista deste trabalho científico.

À todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização da minha pesquisa.

“Nada na vida deve ser temido, somente compreendido. Agora é hora de compreender mais para temer menos.”

Marie Curie (1977)

RESUMO

MARTELLETO, N. M. **Sistema para Treinamento e Avaliação dos Membros Superiores para Aplicação em Terapias de Reabilitação pós-AVC:** um Estudo da Coordenação Bimanual Cooperativa. 2019. 136 p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

O número de sobreviventes hemiplégicos tem crescido devido ao aumento da taxa de sobrevivência após o Acidente Vascular Cerebral. As Terapias Assistidas por Robôs têm sido introduzidas como ferramenta terapêutica auxiliar na reabilitação para aumentar a qualidade dos tratamentos, entretanto pesquisas mostram uma predisposição dos dispositivos em se concentrarem apenas na recuperação do membro parético, negligenciando a aplicação de exercícios bimanuais durante o tratamento, os quais são de extrema importância na realização de tarefas cooperativas da vida diária. A proposta deste trabalho partiu do desenvolvimento de um sistema mecatrônico para fins de treinamento e avaliação motora dos membros superiores capaz de coletar medidas inerciais, de força e deslocamento a partir de um instrumento cooperativo sensorizado e uma mesa de atividades inteligente que interagem com jogos virtuais orientados à tarefa visando, inicialmente, o estudo da cinética e cinemática de pessoas típicas para caracterização da coordenação bimanual como uma primeira etapa para a validar a aplicação da tecnologia na reabilitação. O projeto compreendeu três abordagens principais: o Desenvolvimento Tecnológico do sistema, o Experimento composto por 4 atividades e 36 participantes e a Análise de Dados através de princípios estatísticos fundamentais e modelos lineares. Os resultados permitiram classificar diferentes tipos de assinaturas de força, estratégias de execução, padrões de movimento e verificar características como simetria, estabilidade, temporização e precisão, que evidenciaram principalmente a presença da aprendizagem motora ao longo dos exercícios, a independência de correspondência da força de preensão em relação à lateralização e à força máxima de cada mão e, por último, a influência do membro dominante particularmente à precisão do movimento. As medidas dos participantes saudáveis envolvidos formam um banco de dados possibilitando posterior consulta e comparação com outros grupos experimentais.

Palavras-chave: Coordenação bimanual. Membros superiores. Sistema mecatrônico. Treinamento motor. Reabilitação pós-AVC.

ABSTRACT

MARTELLETO, N. M. **Upper Limb Training and Assessment System for Application in Post Stroke Rehabilitation Therapies:** a Bimanual Cooperative Coordination Study. 2019. 136 p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

The number of hemiplegic survivors has risen due to the increase in the post-stroke survivability rate. Robot Assisted Therapies have been introduced as an auxiliary therapeutic tool in patient's rehabilitation in order to improve the treatment quality, however studies suggest a device predisposition to focus only in paretic limb, neglecting the practice of bimanual exercises during the treatment, which are extremely important to complete daily cooperative tasks. The purpose of this work arises from the development of a mechatronic system for motor training and assessment of the upper limbs, being capable to collect inertial, force and displacement measurements from a single sensorized cooperative instrument and a smart activities table, interacting with task oriented computer games aiming, initially, kinematics and kinect study of healthy subjects, to characterize the bimanual coordination as a first step in order to validate the technology application in rehabilitation. The project has been divided into three main categories: the System Technology Development, the Experiment composed by 4 activities and 36 participants and Data Analysis using fundamental statistical principles and linear models. The results allows one to classify different types of force signatures, execution strategies, movement patterns and to verify characteristics such as symmetry, stability, timing and accuracy that mainly evidenced the presence of motor learning during the exercises, the independence of correspondence of the prehension force between lateralization and maximum hand strength and, lastly, the dominant limb influence in the movement precision. The healthy subjects' measurements were used to build a data bank, allowing a future inquiry and comparison between other experimental groups.

Keywords: Bimanual coordination. Upper limbs. Mechatronic system. Motor training. Post-stroke rehabilitation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Principais causas de morte no mundo em 2016.....	29
Figura 2 - Os tipos de ocorrência do AVC	30
Figura 3 - Relações envolvidas na Aprendizagem Motora.....	36
Figura 4 - Classificação dos movimentos bimanuais	37
Figura 5 - SITAR sendo testado por um usuário saudável	44
Figura 6 - Modelo V para desenvolvimento de produtos mecatrônicos.....	48
Figura 7 - Esquema funcional do sistema.....	53
Figura 8 - Perfil básico de criação	54
Figura 9 - Esquema de funcionamento das células de carga no dispositivo	55
Figura 10 - Protótipo 1. (a) CAD (b), (c) vistas do instrumento fabricado (d) peças de composição do instrumento	56
Figura 11 - Dinâmica estrutural na manufatura aditiva.....	57
Figura 12 - Protótipo 2 (a) CAD (b),(c) vistas do instrumento fabricado (d) detalhe inferior da base com simulação de encaixe de alguns componentes eletrônicos	58
Figura 13 - Protótipo 3 (a) CAD (b),(c) vistas do instrumento fabricado (d) detalhe do espaço interno com os componentes eletrônicos.....	59
Figura 14 - Diagrama de blocos eletrônico	60
Figura 15 – Imagem do software do produto Tactilus® Stretch Sensor	62
Figura 16 - Proposta da manopla piezelétrica em CAD	62
Figura 17 - Conjunto experimental para avaliações de carregamento estático (a) detalhe do sanduíche piezoresistivo (b) aplicação da carga sobre o sanduíche	64
Figura 18 - Divisor de Tensão	64
Figura 19 - Desenho da malha piezoresistiva 4x4.....	65
Figura 20 - Princípio de funcionamento da malha PZR	65
Figura 21 - Princípio do momento da força.....	66
Figura 22 - Referência cartesiana para cálculo do momento da força.....	67
Figura 23 - Teste de precisão da mesa: (a) imagem real do experimento e (b) desenho esquemático da divisão da mesa com detalhe dos pontos escolhidos para mapeamento	68
Figura 24 - Posição Verdadeira X Posição Calculada para uma carga estática de 1 kg: (a) gráfico da dispersão dos pontos e (b) correspondência linear entre as medidas.....	69
Figura 25 - Esquema da Mesa Touchscreen	70

Figura 26 - Ligação dos componentes eletrônicos da mesa.....	71
Figura 27 - Esquema da comunicação TCP/IP	72
Figura 28 - Fluxograma para inicialização dos <i>games</i>	73
Figura 29 - Imagens do Jogo 1	74
Figura 30 - Imagens do Jogo 2.....	75
Figura 31 - Imagens do Jogo 3.....	75
Figura 32 - Imagens do Jogo 4.....	76
Figura 33 - Ilustração do experimento aplicado com participantes saudáveis.....	77
Figura 34 - Dados salvos durante o experimento: (a) informações providas pelo jogo e (b) medidas dos equipamentos mecatrônicos	80
Figura 35 - Leituras das forças pelo Instrumento Bimanual no Jogo 1 de um participante aleatório: (a) sem tratamento e (b) pós tratamento dos sinais.....	81
Figura 36 – Exemplo de (a) sinal da célula de carga 4 da mesa e (b) correspondente gradiente para detecção de <i>outliers</i>	82
Figura 37 - Dispersão das forças na mesa durante o Jogo 1: participante (a) ID 11, (c) ID 13, (c) ID 31 e (d) ID 33. As bordas externas do gráfico são os limites do sistema enquanto a moldura representa os limites da televisão e o quadrado tracejado é a área correspondente à interação com a imagem da massa.....	84
Figura 38 - Sinais das forças aplicadas ao Instrumento Bimanual dos participantes (a) ID 11 e (b) ID 13.....	85
Figura 39 - Sinais das forças aplicadas ao Instrumento Bimanual dos participantes (a) ID 31 e (b) ID 33.....	86
Figura 40 - Etapas do movimento no Jogo 1	87
Figura 41 - Dispersão dos movimentos no Jogo 2 para os participantes (a) ID 20 e (b) ID 1588	
Figura 42 - Retas de ajuste das dispersões laterais e simetria do movimento para os participantes (a) ID 20 e (b) ID 15	89
Figura 43 - Avaliação da influência da lateralização e dominância de mão durante o Jogo 2	90
Figura 44 - Distribuição da dominância da força de prensão medida durante o Jogo 2 em relação à direção de oscilação.....	90
Figura 45 - Tempo médio das repetições entre todos os participantes	91
Figura 46 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 1 (ID 15): (a) gráfico completo das repetições e (b) gráfico aumentado para as repetições 8, 9 e 10.....	92
Figura 47 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 2 (ID 35): (a) gráfico completo das repetições e (b) gráfico aumentado para as repetições 8, 9 e 10.....	93

Figura 48 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 3 (ID 6): (a) gráfico completo das repetições, (b) gráfico aumentado para as repetições 2, 3 e 4 e (c) gráfico aumentado para as repetições 6, 7, 8 e 9	94
Figura 49 – (a) Perfil do sinal da força de preensão do participante ID 2 (b) com destaque para a característica de antecipação durante o repouso	97
Figura 50 - Evolução da força de preensão média entre os participantes durante o intervalo entre as repetições e desvio padrão associado: (a) manopla direita, (b) manopla esquerda e (c) comparação entre as laterais	98
Figura 51 - Sinais da força de preensão durante o Jogo 4 para o participante (a) ID 13 e (b) ID 27 e marcadores de análise	100
Figura 52 - Média de picos de força durante as repetições do Jogo 4	100
Figura 53 - Avaliação da influência da lateralização e dominância de mão durante o Jogo 4	101
Figura 54 – Curva de resposta de um material piezoresistivo (Velostat)	102
Figura 55 – Amostra dos sinais dos materiais piezoresistivos para o teste de repetibilidade. (a) Eeontex com carga aproximada de 1 kg e (b) Velostat com carga aproximada de 2 kg	103
Figura 56 - Gráficos da média das respostas de carregamento e descarregamento e erro relacionado durante os ensaios estáticos com o material Eeontex utilizando cargas de 10 N e 20 N (t = 5s)	104
Figura 57 - Gráficos da média das respostas de carregamento e descarregamento e erro relacionado durante os ensaios estáticos com o material Velostat utilizando cargas de 10 N e 20 N (t = 5s)	104
Figura 58 - Resumo das respostas estáticas e comparação entre os materiais piezoresistivos	105
Figura 59 – Comparação do ensaio estático com carga de 20 N entre coletas para o Eeontex	107
Figura 60 – Comparação do ensaio estático com carga de 20 N entre coletas para o Velostat	108
Figura 61 – Imagem do teste da malha 4x4 e resposta da intensidade da força	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Relação entre o índice de lateralidade e correspondente decil.....	78
Tabela 2 - Características da amostra do experimento – Parte 1.....	78
Tabela 3 - Características da amostra do experimento - Parte 2.....	79
Tabela 4 – Frequência dos participantes e respectivos tempos médios de repetição da tarefa de acordo com a estratégia adotada.....	95
Tabela 5 – Avaliação da oscilação entre as forças de apreensão.....	96
Tabela 6 - Evolução da média dos participantes ao longo das repetições no Jogo 4.....	101

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ABS	Acrilonitrilo-butadieno-estireno
ARAT	Action Research Arm Test
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades da Vida Diária
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CAD	Desenho Assistido por Computador
CAHAI	Chedoke Arm and Hand Activity Inventory
CEP	Comitê de Ética para Pesquisas em Humanos
COSMIN	Consensus-Based Standards for the Selection of Health Measurement Instruments
DPM	Desvio Padrão Médio
FFT	Transforma rápida de Fourier
FM	Fugl-Meyer
FMA	Avaliação de Fugl-Meyer
ID	Identificador
IL	Índice de Lateralidade
IMU	Unidade de Medição Inercial
LAFATec	Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas
MAS	Escala de Avaliação Motora
NEPAS	Núcleo de Educação e Pesquisa em Automação e Simulação
NuLEEN	Núcleo de Laboratórios de Ensino de Engenharia
OMS	Organização Mundial da Saúde

PRISMA	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis for reporting systematic reviews
PZR	Piezoresistivo
RMSE	Raiz do Erro Quadrático Médio
SITAR	System for Independent Task-oriented Assessment and Rehabilitation
TAR	Terapia Assistida por Robô
TCI	Terapia de Contenção Induzida
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UFSCar	Universidade Federal de São Carlos
USP	Universidade de São Paulo
WHO	The World Health Organization

LISTA DE SÍMBOLOS

mV	milivolt
cm	centímetro
kg	quilograma
g	grama
Hz	Hertz
mm	milímetro
V	Volts
N	Newton
s	segundos
F	Feminino
M	Masculino
Ω	Ohm

SUMÁRIO

1	MOTIVAÇÃO E INTRODUÇÃO.....	29
1.1	O IMPACTO DAS SEQUELAS SENSORIO-MOTORAS	29
1.2	A EVOLUÇÃO DAS TERAPIAS DE RECUPERAÇÃO MOTORA E FUNCIONAL.....	31
1.3	RECUPERAÇÃO, COMPENSAÇÃO E APRENDIZAGEM MOTORA	33
1.4	A COORDENAÇÃO BIMANUAL.....	36
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E TÉCNICA	39
2.1	PARÂMETROS DE MEDIDAS MAIS RELEVANTES NA LITERATURA	39
2.2	PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO.....	40
2.3	EQUIPAMENTOS COMERCIAIS E DE ESTUDO.....	42
2.4	O SITAR	43
3	OBJETIVO.....	45
3.1	OBJETIVO GERAL	45
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	45
4	MATERIAIS E MÉTODOS	47
4.1	ETAPA I: DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO.....	47
4.1.1	Conceito e Requisitos do Sistema	48
4.1.2	Componentes e Materiais do Sistema	49
4.2	ETAPA II: EXPERIMENTAÇÃO.....	51
4.3	ETAPA III: ANÁLISE DE DADOS.....	52
5	DESENVOLVIMENTO	53
5.1	INSTRUMENTO BIMANUAL INTELIGENTE.....	53
5.1.1	Protótipo 1	54
5.1.2	Protótipo 2.....	56
5.1.3	Protótipo 3, o Modelo Final	58
5.1.4	Aprimoramento: Manoplas com Mapeamento de Força Palmar	61
5.2	MESA TOUCHSCREEN.....	66
5.2.1	Mecânica	69
5.2.2	Eletrônica	70
5.2.3	Programação.....	71
5.3	JOGOS VIRTUAIS.....	71
5.3.1	Programação.....	72
5.3.2	Jogo 1	74
5.3.3	Jogo 2	74
5.3.4	Jogo 3	75
5.3.5	Jogo 4	76

5.4	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE DADOS	76
5.4.1	Aplicação do Experimento	76
5.4.2	Aplicação do Processamento de Sinais.....	80
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	83
6.1	AVALIAÇÃO DO JOGO 1	83
6.2	AVALIAÇÃO DO JOGO 2	88
6.3	AVALIAÇÃO DO JOGO 3	91
6.4	AVALIAÇÃO DO JOGO 4	99
7.5	AVALIAÇÃO DO SENSOR PARA APRIMORAMENTO DAS MANOPLAS.....	102
7	CONCLUSÃO.....	111
7.1	PRINCIPAIS CONCLUSÕES DO PROJETO	111
7.2	PROPOSTAS FUTURAS	113
	REFERÊNCIAS	115
	APÊNDICE A – Questionário de Perfil do Participante	122
	APÊNDICE B – Tabela dos Participantes.....	124
	APÊNDICE C – Tabela das análises da mesa para o Jogo 2.....	126
	APÊNDICE D – Tabela das análises do rolo para o Jogo 2.....	128
	APÊNDICE E – Tabela das análises no Jogo 3.....	130
	APÊNDICE F – Tabela das análises no Jogo 4.....	132

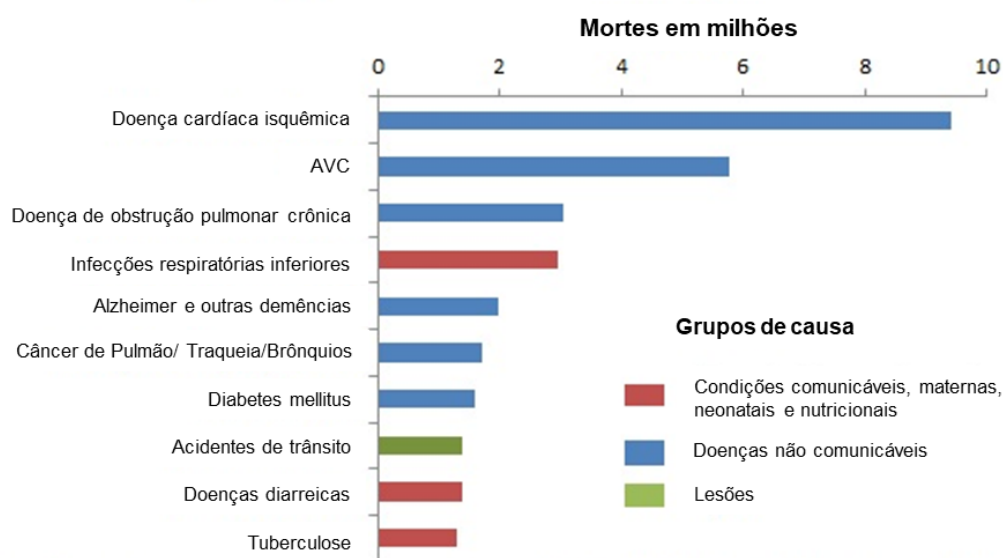
1 MOTIVAÇÃO E INTRODUÇÃO

1.1 O IMPACTO DAS SEQUELAS SENSORIO-MOTORAS

Cerca de um bilhão de pessoas, 15% da população mundial, apresenta alguma forma de deficiência, dos quais 2-4% demonstram dificuldades funcionais significativas (THE WORLD BANK, 2019). O comprometimento motor é uma das principais deficiências observadas como consequência de diversas causas tais como doenças neuromusculares e cerebrais, lesões nervosas e ortopédicas, acidentes de trânsito e trabalho e até mesmo devido à fragilidade relacionada à idade avançada. Dentre as doenças que se destacam estão as Artrites, Distrofia Muscular, Parkinson, Paralisia Cerebral, Esclerose Múltipla e o Acidente Vascular Cerebral (AVC), sendo que este último representa uma das principais causas de mortalidade e incapacidade em todo o mundo, responsável por 15 milhões de vítimas todo ano dentre as quais 1/3 se tornam fatais e outro 1/3 apresentam sequelas permanentes (THE WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2019).

De acordo com dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), nos últimos 15 anos, as maiores taxas de mortalidade por causas naturais no mundo foram devidas às doenças cardiovasculares e cerebrovasculares. Em seu censo mais recente, resumido pela Figura 1, (THE WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2018), apenas em 2016, mais de 15 milhões de pessoas tornaram-se vítimas fatais da Isquemia Cardíaca e do AVC.

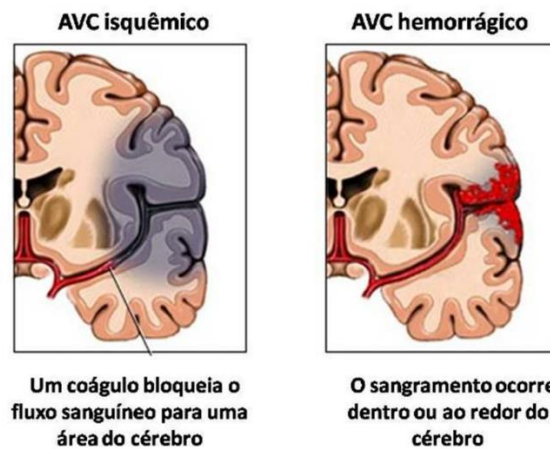
Figura 1 - Principais causas de morte no mundo em 2016



Fonte – Adaptado de The World Health Organization

O derrame, como é popularmente conhecido, decorre da insuficiência no fluxo sanguíneo em uma determinada área do cérebro e pode ser dividido em duas categorias essenciais: isquêmico, em que há um bloqueio sanguíneo, ou hemorrágico, em que há um escoamento sanguíneo externo aos vasos, conforme Figura 2. Suas principais causas variam entre o aneurisma, hipertensão arterial, cardiopatia e tromboembolia. No Brasil, tal enfermidade apresenta a maior taxa de mortalidade, sendo responsável por 10 % dos óbitos da população adulta, assim como 10% das internações hospitalares públicas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017) e deixa graves sequelas em quase a totalidade dos sobreviventes, como dificuldade na fala, comprometimentos cognitivos, perdas parciais da movimentação de membros ou mesmo a paralisia lateral (hemiplegia) ou total do corpo. A recuperação dessas deficiências depende de dois fatores: da localização da lesão e de sua severidade, sendo que apenas 18% dos sobreviventes de AVC readquirem a totalidade das funções motoras após 6 meses de reabilitação, como apresentado pelos estudos de Rossini et al. (2003) e Nakayama et al. (1994).

Figura 2 - Os tipos de ocorrência do AVC



Fonte - <http://fisioterapiamanual.com.br>

Baseado em dados do Ministério da Saúde (2013), considerando o processo de envelhecimento da população ao longo das últimas décadas e o aumento da expectativa de vida, a proporção de incidência de AVCs tende a se elevar, principalmente devido ao aumento da morbidade da população. Apesar dos dados alarmantes, a mortalidade destas vítimas tem diminuído consideravelmente. Em 10 anos houve uma redução de 32% no número de óbitos por AVC devido, principalmente, ao avanço de fármacos e à ampliação do atendimento das vítimas pela rede pública de saúde. Apesar do lado positivo no decréscimo destes números, as vítimas sobreviventes apresentam diversas sequelas criando um grande impacto

social e econômico por perderem habilidades essenciais para executar tarefas do dia-a-dia, revelando assim, um índice maior de pacientes sujeitos às necessidades de reabilitação.

O AVC é uma doença tempo-dependente, portanto, quanto mais rápido o tratamento, maior a chance de recuperação completa. A reabilitação fundamenta-se no aproveitamento da memória motora e plasticidade cerebral do indivíduo, capaz de realocar novas regiões neurais para o controle de funções motoras comprometidas pelo acidente. Ou seja, é possível reestabelecer conexões cerebrais perdidas através do processo de neurogênese e fatores como a intensidade (NELLES, 2004), a duração (KWAKKEL et al., 2002) e a repetição (BÜTEFISCH et al., 1995) são relevantes para o sucesso do treinamento de recuperação motora.

Na tentativa de promover melhor qualidade de vida aos sobreviventes de AVC, muitos esforços são dedicados na concepção de meios de tratamentos e terapias que auxiliem na recuperação das habilidades deficientes ou perdidas, tentando encontrar aquela que seja mais eficiente, apresentando acessibilidade e resultados de melhoria mais rápidos, de forma incentivadora, confortável e segura.

Existem diversos procedimentos de reabilitação convencionais, muitos deles sugeridos pelo Ministério da Saúde (2013); a maioria deles envolve o treinamento individual assistido manualmente ou a fisioterapia. Essa abordagem clássica é dispendiosa, prolongada e laboriosa, tanto para o paciente quanto para o terapeuta e, além disso, os métodos convencionais estão limitados à habilidade do profissional de saúde, à avaliação qualitativa de desempenho e ao progresso dos pacientes que é subjetivo, pois poucas medidas quantitativas estão disponíveis e, por isso, apresentam poucos resultados (LUM et al, 2002; VOLPE et al., 2002).

1.2 A EVOLUÇÃO DAS TERAPIAS DE RECUPERAÇÃO MOTORA E FUNCIONAL

Existem vários tipos de tratamentos para reabilitação motora, além de outros que ainda estão sendo desenvolvidos e estudados para auxiliar e otimizar o processo de recuperação tanto em relação ao dano físico-motor quanto da função associada. Assim, a combinação de diferentes abordagens terapêuticas torna-se cada vez mais frequente. Intervenções como a Terapia de Contenção Induzida (TCI), *biofeedback* eletromiográfico, prática mental, técnicas não-invasivas como a utilização de fármacos e robótica estão entre as abordagens mais aplicadas nesse contexto atualmente (STINEAR, BYBLOW, WARD, 2014).

Como ferramentas de auxílio aos processos de reabilitação, as terapias assistidas por robôs (TARs) (KWAKKEL, KOLLEN, KREBS, 2008; VEERBEEK et al, 2017) têm se destacado dentre as inovações da área devido à sua capacidade de reprogramação, repetibilidade, precisão, assim como acesso a medidas de amplitude, velocidade e aceleração dos movimentos e de medidas de força e gastos energéticos. As TARs permitem padronização dos protocolos terapêuticos e quantificação das medidas, o que implica na diminuição dos fatores qualitativos na interpretação e avaliação dos resultados de procedimentos de reabilitação. Ademais, com a utilização de robôs, o número e duração das sessões de treinamento podem ser intensificadas e é possível a redução na quantidade de terapeutas necessários por paciente, ocasionando, conseqüentemente, uma minimização dos custos pessoais (BABAIASL, et al., 2015). Faz-se notar que a reabilitação robótica não visa a substituição do homem pela máquina, mas objetiva o auxílio e o aprimoramento do trabalho do profissional de saúde.

De acordo com diversos estudos (BAYONA et al., 2005; BÜTEFISCH et al., 1995; KWAKKEL et al., 2002; NELLES, 2004), os dispositivos robóticos fornecem meios para o exercício de atividades da vida diária (AVD) e devem ser explorados e incorporados nas terapias de reabilitação. Os treinamentos funcionais orientados à tarefa se mostram eficazes em pacientes vítimas do derrame, pois promovem a recuperação da independência desses indivíduos, além dos movimentos do membro afetado propriamente. Terapias que focam em tal metodologia são também chamadas de programas de reaprendizagem motora (BABAIASL, et al., 2015).

O AVC pode ser dividido em três fases hipotéticas (Aguda, Subaguda e Crônica) que são determinadas por processos patológicos e biológicos assim como pelo tempo relativo à ocorrência do episódio (WINKLER, 2016). A primeira refere-se aos 3 primeiros meses, a segunda do terceiro ao sexto mês e a última se estabelece após este último mês. O Estudo sobre Derrame de Copenhagen (JORGENSEN, 1995) relatou dados mostrando que a recuperação na função de AVDs ocorre na maioria dos pacientes dentro de 13 semanas após o AVC. Após esse período, a reabilitação não possui um efeito suficientemente significativo e foi sugerido que o primeiro mês representa uma janela de tempo crítica para o início do tratamento e após 5 meses não se deve mais esperar a recuperação motora do indivíduo. Entretanto, publicações ainda mais recentes apresentadas na revisão de Babaiasl et al., (2015) afirmam que pacientes crônicos, podem apresentar melhora na função do membro superior e criar novas estratégias para a execução das AVDs, mesmo que em um ritmo menor de progresso. De qualquer maneira, a

adoção do programa de reabilitação mais apropriado ao paciente o mais cedo possível é crucial para se obter os melhores resultados (KWAKKEL, KOLLEN, TWISK, 2006).

A análise do movimento através das TARs pode ser aplicada para quantificar o grau de deficiência do paciente, monitorar a recuperação e avaliar estratégias modernas de tratamento a fim de melhorar a função motora debilitada após o derrame. Tal análise pode envolver diversas medidas cinéticas e cinemáticas, mas de acordo com revisões feitas por Do Tran, Dario e Mazzoleni (2018) as mais utilizadas são: velocidade de movimento, precisão do movimento, velocidade de pico, número de picos de velocidade e distância e duração do movimento. Trabalhos como os de Prange et al. (2006), Kwakkel, Kollen e Krebs (2008) e Fazekas et al. (2007) apresentam resultados que comprovam a eficiência das terapias com robôs frente às metodologias terapêuticas convencionais. Indivíduos moderadamente debilitados são mais indicados para as TARs do que os casos mais severos. Para estes, sugere-se que se inicie com treinamentos clínicos convencionais antes de serem expostos às terapias com robôs.

1.3 RECUPERAÇÃO, COMPENSAÇÃO E APRENDIZAGEM MOTORA

Nas discussões sobre a reabilitação pós-AVC, a questão do treinamento motor é bastante enfatizada, no entanto, essa é uma noção mais profunda e complexa do que geralmente se considera. Para um indivíduo saudável, o treinamento motor normalmente significa prática estendida de uma tarefa direcionada a um objetivo, o que leva à aprendizagem motora com melhorias subsequentes específicas daquela atividade. Já o treinamento motor após o AVC, contribui para a recuperação ou compensação dos movimentos lesados, mas também implica em aprendizagem, pois é uma consequência característica da tarefa, definida como a melhor seleção de ações e melhor execução dessas ações (ZEILER, KRAKAUER, 2013).

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde da OMS, a recuperação motora refere-se a: restauração da função no tecido neural que foi inicialmente perdido; restauração da capacidade de realizar movimentos da mesma forma que antes da lesão; e conclusão de tarefa bem-sucedida como normalmente feito por indivíduos que não estão debilitados. Tipos de compensação motora nestas três abordagens incluem a aquisição pelo tecido neural de uma função que não existia antes da lesão; desempenho de um movimento a partir de nova estratégia; e conclusão de tarefa bem-sucedida pelo uso de técnicas diferentes. Em outras palavras, a recuperação real significa que os padrões de movimento prévios ao

episódio ou próximos aos mesmos são recuperados após o AVC, ocasionando uma redução do dano, enquanto compensação significa adotar movimentos alternativos para realizar uma tarefa motora, ou seja, usando diferentes grupos musculares e articulações.

De acordo com Zeiler (2016), a maior parte da recuperação da deficiência ocorre nos primeiros 3 meses após o AVC como resultado tanto da reorganização biológica espontânea quanto do estímulo proporcionado por ambientes enriquecidos e treinamentos de reabilitação intensivos e motivadores. A melhora do comprometimento é atribuível a um período sensível de curta duração caracterizado por processos de hiperplasticidade pós-isquêmica definidos por eventos genéticos, moleculares, fisiológicos e estruturais únicos. Portanto, é importante que sejam aplicadas as devidas medidas o mais rápido possível a fim de aproveitar essa curta janela de tempo. Técnicas não invasivas de reabilitação avaliam maneiras de prolongar esse período de recuperação espontânea através da estimulação farmacológica, mas permanecem em estado de validação (WINKLER, 2016). Assim, estudos sugerem a existência de três importantes variáveis que determinam o grau de recuperação motora: (i) o tempo, a intensidade e a abordagem do treinamento com relação ao início do acidente vascular cerebral, (ii) o ambiente único de plasticidade pós-isquêmica e (iii) a extensão da reorganização cortical. Em contraste, a compensação pode ocorrer a qualquer momento após o AVC.

O trabalho de Krakauer et al. (2019) apresenta uma análise minuciosa sobre a aprendizagem motora que segundo o autor se distingue em três estágios primários que compõem o planejamento e execução do movimento: seleção do objetivo da ação, seleção da ação apropriada para atingir esse objetivo e execução da ação selecionada. A habilidade motora envolve a escolha rápida da ação correta no contexto correto, portanto pode-se dizer que a essência do processo de aprendizagem é produzir movimentos mais eficazes, além disso contribui para a manutenção de desempenhos consistentes mesmo em ambientes flutuantes. Ou seja, a definição de aprendizagem motora aborda dois aspectos: (i) aquisição de habilidades - os processos pelos quais um indivíduo adquire a capacidade de identificar rapidamente uma meta de movimento apropriada, considerando um contexto de tarefa específico, seleciona a ação correta baseado em um estímulo sensorial do corpo ou do ambiente externo e executa essa ação com exatidão e precisão; (ii) manutenção de habilidades - a capacidade de manter os níveis de desempenho das habilidades existentes sob condições variáveis.

A forma como as habilidades são incorporadas ao indivíduo também deve ser considerada como fator de estudo. O aprendizado implícito está ligado a duas noções distintas: (i) a primeira implica em estar inconsciente ou desavisado; (ii) já a segunda condiz a um processo instintivo ou automático. Embora muitos aspectos das habilidades motoras que

aprendemos possam eventualmente se tornar implícitos, não significa que eles foram inicialmente aprendidos implicitamente. Processos cognitivos explícitos contribuem para quase todas as formas de aprendizagem motora e são determinantes principalmente na fase inicial, já que a cognição é responsável pela seleção das ações no momento certo, na ordem correta ou na combinação certa.

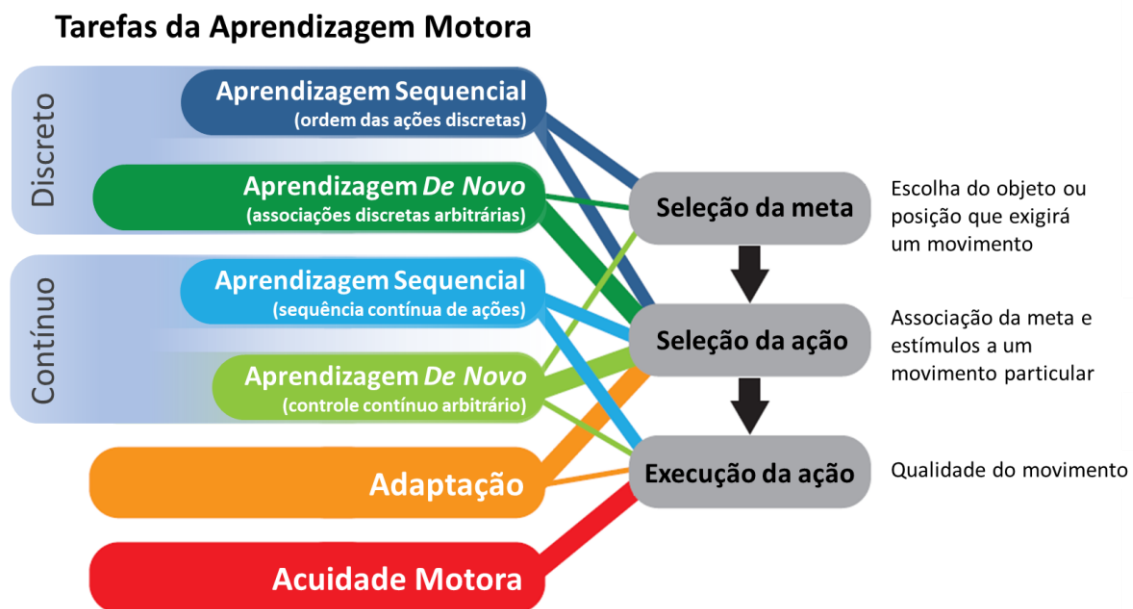
Segundo Krakauer et al. (2019), diferentes tarefas podem se relacionar aos diferentes estágios do processo de aprendizagem motora podendo ser categorizadas entre: adaptação motora, aprendizagem sequencial, aprendizagem “de novo” e acuidade motora. Essas relações são demonstradas pela Figura 3.

- (i) A adaptação motora refere-se a um tipo particular de mudança comportamental que envolve ajustar como uma ação já bem praticada é executada para manter o desempenho em resposta a uma mudança no ambiente ou no corpo, seja selecionando uma ação alternativa bem praticada ou modificando como a ação atual é executada;
- (ii) A maneira pela qual as sequências são aprendidas, reproduzidas e representadas no cérebro é considerada de importância crítica para o controle motor e podem ser aplicadas para ordenar tarefas discretas, como seguir uma receita para fazer um bolo, ou contínuas como na prática de atividades esportivas, por exemplo, em que realizar uma distinção entre as etapas que compõem a ação não é algo facilmente evidente. Ademais, distinguir a combinação de conhecimento explícito e implícito que contribui para o aprendizado sequencial permanece um desafio;
- (iii) Muitas vezes precisamos aprender um novo padrão de resposta motora do zero que muda a forma como nossas ações são selecionadas e executadas, mesmo que a meta da tarefa de interesse seja semelhante à alguma outra habilidade já aprendida, como por exemplo, um jogador de tênis ao jogar uma partida de squash. Diferentemente da adaptação, cuja a marca é a existência de efeitos posteriores, ou seja, a habilidade original que foi adaptada inevitavelmente sofre quando tentamos o processo de retorno, na aprendizagem de habilidades “de novo”, é criado um novo princípio, sem interferir com as estratégias de controle preexistentes. Conseqüentemente, torna-se mais fácil desvincular uma estratégia aprendida “de novo” e voltar a resposta padrão inicial sem experimentar efeitos indesejados;
- (iv) A acuidade motora está relacionada a como uma ação, uma vez selecionada, pode ser executada com mais precisão através da prática.

Na literatura, os estudos com animais dentro desse viés são bem mais abundantes e representativos que os estudos em humanos e a aprendizagem de habilidades motoras são

geralmente avaliadas por meio de tarefas de prensão nos modelos *reach-to-grasp* (alcançar e pegar). O desempenho nessas atividades normalmente é quantificado pela medida global de sucesso no cumprimento do objetivo ou com relação à parâmetros cinemáticos do movimento, como a velocidade, exatidão (erro médio), precisão (erro variável), suavidade e padrão da trajetória (ALLRED et al., 2008; NUDO et al., 1996). Dentre as várias razões para a relativa escassez de estudos que examinam melhorias na execução motora, pode-se enfatizar a questão da aprendizagem motora ser amplamente estudada do ponto de vista da melhoria na seleção da ação correta (por exemplo, sua direção, amplitude ou ordem em uma sequência) ao invés da mudança na qualidade da execução da ação (por exemplo, reduções na variabilidade).

Figura 3 - Relações envolvidas na Aprendizagem Motora



Fonte – Adaptado de Krakauer et al. (2019)

1.4 A COORDENAÇÃO BIMANUAL

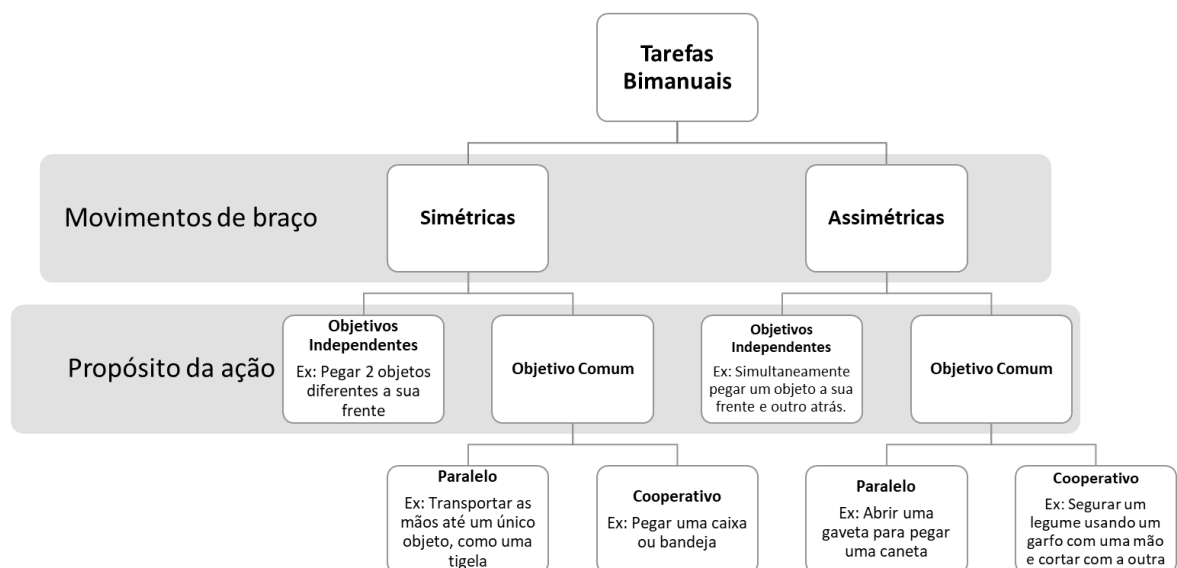
A reabilitação em seu conceito determinístico é estabelecida como a restituição de algo ou alguém ao seu antigo estado. Na medicina, a reabilitação é um processo cuja a finalidade é a recuperação de uma função ou atividade que um indivíduo tenha perdido devido a uma doença ou traumatismo. A premissa implícita das abordagens terapêuticas, as quais são predominantemente unimanuais, é a de que o progresso no desempenho motor do membro afetado se traduz automaticamente em melhorias em sua capacidade de controle e coordenação

bimanual, entretanto cada vez mais pesquisas contrariam tal hipótese (KANTAK, ZAHEDI, MCGRATH, 2016; LOWREY et al., 2014; SAINBURG, GOOD, PRZYBYLA, 2013).

Ao realizar ações bimanuais da vida diária, os dois braços estão envolvidos em uma interrelação espacial e temporal combinada que caracteriza a coordenação bimanual de forma harmônica. O controle bimanual pós-AVC depende de um complexo conjunto de fatores que envolvem os requisitos da tarefa, o local de lesão, a conexão cerebral inter-hemisférica residual, as deficiências sensório-motoras e o desempenho de ambos os membros, parético e não-parético.

A Figura 4 apresenta a classificação dos movimentos bimanuais baseada em dois princípios: simetria do movimento e avaliação dos objetivos da tarefa.

Figura 4 - Classificação dos movimentos bimanuais



Fonte – Adaptado de Kantak, Jax, Wittenberg (2017)

Considerando os movimentos dos braços, as tarefas bimanuais simétricas envolvem concomitantemente músculos homólogos, enquanto tarefas assimétricas envolvem músculos não homólogos de forma simultânea ou não. Além disso, diferentes regiões neurais são ativadas por tais movimentos; o primeiro caso está associado com uma maior inibição transcalosa, enquanto que no segundo há maior ativação de áreas de associação motora, como a região motora suplementar e a região pré-motora dorsal direita (LONG et al., 2016). Ademais, para uma classificação mais específica, deve-se considerar também o propósito da tarefa (vide figura 3); durante ações bimanuais, cada braço pode se mover com fins independentes, enquanto que em outros momentos ambos os membros trabalham juntos para alcançar um objetivo em

comum. Neste último caso, as ações podem ainda se diferenciar dependendo da necessidade de interação entre as duas mãos; caracterizam as tarefas Paralelas se a interrelação espaço-temporal não é necessária para sua realização, ou seja, embora desejável, a sincronia não é determinante para o sucesso da atividade, caso contrário são denominadas de tarefas Cooperativas (KANTAK, JAX, WITTENBERG, 2017).

Até o presente, as pesquisas envolvendo a coordenação bimanual no controle motor básico e na avaliação clínica de atividades cooperativas funcionais progrediu sem uma taxonomia específica como referência comum de estudo como será apresentado mais detalhadamente na seção 2: Revisão Bibliográfica. Não existe uma classificação do déficit bimanual assim como ocorre apenas para o membro debilitado, como por exemplo a tradicional escala de avaliação Fugl-Meyer, o que evidencia a negligência ainda existente para a abordagem do treinamento bimanual, apesar de apresentados tantos resultados de seu benefício e importância.

A majoritária ênfase em terapias unimanuais somada à dificuldade na caracterização e quantificação da coordenação bimanual para diferentes tarefas e a falta de conhecimento sobre as melhores formas de tratar déficits bimanuais estão entre os maiores obstáculos para seu estudo sistemático. A inclusão desse tipo de treinamento em conjunto com as TARs oferece um meio de padronização e melhoria na investigação desse assunto ainda tão pouco compreendido que é a coordenação bimanual pós-AVC. Ademais, estudos recentes como os de Sainburg et al. (2013), Johnson et al. (2011) e Maciejasz et al. (2014) sugerem que o oferecimento de um *feedback* visual e tátil em tal abordagem são fatores-chave para o avanço das TARs, assim como para a recuperação da performance funcional do paciente.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E TÉCNICA

2.1 PARÂMETROS DE MEDIDAS MAIS RELEVANTES NA LITERATURA

A avaliação dos movimentos do membro superior pós-AVC é de extrema importância para monitorar e compreender a recuperação sensório-motora, pois medidas cinéticas e cinemáticas do paciente permitem uma quantificação da qualidade do movimento e distinção entre recuperação e compensação. Tais avaliações podem ser praticadas de diversas maneiras, através de diferentes instrumentos e abordagens, e para isso é importante que haja uma padronização de todo o procedimento para que a qualidade dos resultados obtidos seja alta. De acordo com o comitê de conselho científico da *Medical Outcomes Trust* (MEDICAL OUTCOMES TRUST, 1998) e bases de dados de revisões sistemáticas como o *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis for reporting systematic reviews* (PRISMA) (PRISMA, 2015) e *Consensus-Based Standards for the Selection of Health Measurement Instruments* (COSMIN) (COSMIN, 2017), as medidas podem ser avaliadas em relação às suas propriedades clinimétricas divididas em 3 principais domínios:

- Validação: o grau em que o resultado obtido representa a medida de interesse;
- Confiabilidade: o grau em que a medição é livre de erro de medição, ou seja, a consistência da medida;
- Capacidade de Resposta: a capacidade de reação de um instrumento ao detectar alterações da medida ao longo do tempo.

Um estudo de revisão realizado por Schwarz et al. (2019) que englobou 225 trabalhos, reportou 151 medidas cinemáticas cobrindo diferentes aspectos da função sensório-motora dos membros superiores, sendo que em apenas 30 desses artigos houve a investigação das propriedades das medidas e ainda assim muitas demonstraram baixa qualidade de evidência. A tendência dos pesquisadores em criarem novas métricas ao invés de utilizar e validar aquelas já existentes e mais acessíveis aos grupos de pesquisa, seja pela dependência de instrumentos específicos para a coleta ou pela falta de documentação do procedimento de análise e tratamento dos dados, está entre os possíveis motivos para a falta de padronização. Além disso, investigar sistematicamente propriedades clinimétricas requer estudos cuidadosamente planejados e envolve grandes números de indivíduos e recursos (MOKKINK et al., 2018), elevando o grau de dificuldade da prática.

Com a intenção de melhorar a classificação da cinemática pós-AVC, Schwarz et al. (2019) criou um guia de recomendações para orientar de uma forma mais metódica o estudo da recuperação motora dos membros superiores e, assim, aumentar a qualidade dos resultados e permitir a meta-análise das medidas avaliadas. Tal guia, resumido a seguir, é dividido em 5 abordagens:

- Tarefa de avaliação: deve estar em conformidade com a hipótese e questão a ser estudada pela pesquisa e deve corresponder às capacidades físicas ao grupo alvo de pacientes. Por exemplo, para aqueles que possuem algum movimento voluntário, mas pontuação menor que 30 na escala de Fugl-Meyer (FM), recomenda-se tarefas bidimensionais (2D). Já as tarefas tridimensionais (3D), podem ser aplicadas para aqueles que possuem pontuação maior ou igual a 30; movimentos de extensão e flexão do dedo são necessários para atividades de alcançar e pegar (*reach-to-grasp*).
- Sistema de medida: o equipamento utilizado na coleta de dados deve ter influência mínima nos movimentos dos membros superiores.
- Medidas cinemáticas: a escolha deve ser orientada pela hipótese e questão da pesquisa e deve-se considerar as perspectivas clínicas e técnicas, além das evidências clinimétricas disponíveis. Subdivididos em dois grupos, Movimentos de tronco/ombro/cotovelo e Movimentos de pulso/mão/dedo, as medidas são agrupadas de acordo com a interpretação fisiológica que podem ser classificadas entre: Exatidão, Eficácia, Eficiência, Planejamento, Precisão, Suavidade, Postura espacial, Velocidade, Postura temporal e Área de trabalho.
- Relatório: as etapas de implementação devem ser transparentes quanto às questões de pesquisa, hipóteses, população de pacientes, tarefa, sistema de medida, métricas cinemáticas, equações utilizadas e procedimento do experimento e deve estar detalhadamente descrito.
- Metodologia: sugere-se a utilização de diretrizes padronizadas encontradas em consensos e bancos de dados como o COSMIN, por exemplo.

2.2 PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO

De acordo com Stinear, Byblow e Ward (2014), existem três métodos principais para avaliação da capacidade de recuperação motora após o AVC: as escalas de avaliação clínica,

avaliações neurofisiológicas e técnicas de neuroimagem. Sozinhos, esses métodos possuem baixa precisão prognóstica, mas combinados podem dar origem a modelos de predição mais confiáveis e auxiliar no planejamento e estratégia de recuperação mais eficiente para cada paciente.

Um estudo de revisão realizado por Langhorne, Coupar e Pollock (2009) revelou as seguintes medidas clínicas mais comuns utilizadas para classificação da função do braço pós-AVC: *Action Research Arm Test* (ARAT), a escala de avaliação motora (MAS) e a avaliação de Fugl-Meyer (FMA).

A FMA é um índice de desempenho que mede o grau de lesão das vítimas de AVC especificamente. O objetivo é avaliar o funcionamento motor, equilíbrio, sensação e movimento das articulações em pacientes com hemiplégicos, sendo utilizado para determinar a gravidade da doença, descrever a recuperação motora e planejar e avaliar o tratamento (PHYSIOPEDIA, 2019b).

A MAS foi desenvolvida como um meio de avaliar a função motora cotidiana em pacientes com AVC e baseia-se em uma abordagem de avaliação orientada à tarefa que avalia o desempenho funcional ao invés de padrões isolados de movimento (STROKE ENGINE, 2010).

O ARAT é uma medida observacional de 19 itens usada por fisioterapeutas e outros profissionais de saúde para avaliar o desempenho da extremidade superior (coordenação, destreza e funcionamento) na recuperação de indivíduos com AVC, lesão cerebral ou esclerose múltipla. Os itens que compõem essa avaliação são subdivididos em quatro subescalas (agarrar, apertar, pinçar e movimentos brutos) e organizados em ordem decrescente de dificuldade (PHYSIOPEDIA, 2019a).

Os testes de destreza e questionários de saúde representam outros métodos que também avaliam a coordenação motora dos membros superiores. Embora não há evidência de uma avaliação rigorosa e exclusiva da coordenação bimanual, pode-se encontrar exemplares que aplicam tanto atividades unimanuais quanto bimanuais. O *Minnesota Manual Dexterity Test* e o *Purdue Hand Function Test* são testes que utilizam tabuleiros e demais materiais relacionados para medir aptidões finas e grossas dos braços, mãos e dedos. Já questionários como *Michigan Hand Outcomes* e ABILHAND são aplicados na forma de entrevista e exploram um repertório de tarefas da vida diária para determinar a habilidade manual percebida pelo próprio paciente.

O *Chedoke Arm and Hand Activity Inventory* (CAHAI) foi desenvolvido com o objetivo de avaliar a habilidade funcional do braço e mão de pessoas com hemiparesia na execução de tarefas identificadas como importantes para indivíduos que sofreram AVC. Sua aplicação foi

projetada para encorajar o uso de ambos os membros (parético e não-parético) durante a execução dos exercícios tornando-se, portanto, a avaliação identificada mais próxima de uma classificação da habilidade bimanual.

2.3 EQUIPAMENTOS COMERCIAIS E DE ESTUDO

Um levantamento técnico realizado sobre os sistemas utilizados em estudos para avaliação e recuperação motora dos membros superiores revelou uma quantidade elevada e diversificada de aparatos de medição e treinamento. Entre as aplicações mais presentes, pode-se citar as abordagens que utilizam sistemas 3D para rastreamento dos movimentos por meios ultrassônicos, eletromagnéticos, optoeletrônicos ou câmeras infravermelhas. As tarefas envolvidas consistem geralmente em simples movimentos de alcançar e pegar um objeto na mesa (*reach-to-grasp*) e são colocados marcadores em posições estratégicas do membro superior a fim de retirar informações sobre o posicionamento, ângulos de abertura, aceleração, duração do movimento, entre outras variáveis cinemáticas de interesse. Podem ser encontrados exemplos de tal utilização nos trabalhos de Nowak (2008), Van Vliet (2007), Lang (2009), Wagner (2008), DeJong (2011, 2014), Murphy (2011).

Além disso, foram encontrados alguns aparelhos que utilizam unidades de medição inercial (IMU, do inglês) para coleta de dados cinéticos e também medições de força de preensão a partir de sensores resistivos, usualmente, como observado nas pesquisas de Nowak (2008) e Roa (2012).

Já sistemas de reabilitação ativos como o *GentleG*, utilizado em muitos estudos apresentados por Loureiro (2007, 2009, 2014) se baseiam em um exoesqueleto robótico com compensação antigravitacional. Ainda assim, muitos trabalhos ainda utilizam simples equipamentos mecânicos para avaliações e treinos motores como pode ser visto no trabalho K-C Lin (2007).

Em vista dos equipamentos e sistemas registrados em bases de patentes ou comercializados que se enquadram na categoria de estudo deste projeto, pode-se distinguir três principais grupos. A primeira linha remete aos aparelhos de base exclusivamente mecânica, utilizados em exercícios de repetição e fortalecimento dos membros debilitados. Como exemplo, pode-se citar a patente KR 101501527 que envolve o treino da rotação de pulso do membro superior debilitado. Além desse, há também a criação WO 2015147584 que consiste

em um aparelho que compensa a gravidade e é fixado ao ombro do paciente auxiliando-o na execução de movimentos com o membro debilitado. Existem vários outros aparatos que seguem essa classificação, mas possuem em comum o fato de serem exclusivamente mecânicos e focarem o treinamento apenas no membro parético.

A segunda linha engloba os exercícios virtuais de fortalecimento e repetição que são desenvolvidos para prática a partir de aplicativos digitais ou com uso de equipamentos de realidade virtual. No caso da patente KR 20120144905, o usuário joga um *game* através de uma televisão e utiliza um dispositivo móvel como controle (smartphone, por exemplo), de modo similar ao console *Wii*.

Já a terceira linha é uma fusão das duas anteriores em que o sistema integra a parte mecânica composta por objetos físicos do mundo real, e a parte digital que envolve sensores, *games* e dispositivos inteligentes para coleta e análise de dados detalhados das atividades. A patente CN 20121391492 é um bom exemplo, pois nele o usuário executa tarefas em realidade virtual aumentada, enquanto o sistema reconhece objetos do mundo real e integra-os às tarefas solicitadas pelo jogo. Pode-se citar também o equipamento Arneo® da empresa Hocoma caracterizado por um exoesqueleto para auxílio dos movimentos durante a prática repetitiva através de jogos virtuais.

2.4 O SITAR

O *Human Robotics Group*, grupo de robótica do *Imperial College of London*, em parceria com o Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas (LAFATec), o Grupo de Robótica da UFSCar e o Centro de Robótica da USP/São Carlos estão trabalhando na continuação de um projeto inovador proposto pelo Dr. Etienne Burdet para a recuperação dos movimentos de membros superiores do corpo. Nomeado *System for Independent Task-oriented Assessment and Rehabilitation* (SITAR) (HUSSAIN et al, 2017), esse sistema é composto por uma mesa *touchscreen* capaz de medir, através de sensores, as forças de interação e posicionamento integrada a objetos inteligentes, como pode ser observado na Figura 5. Ao invés de interagir exclusivamente com um ambiente virtual como a maioria das TARs, os pacientes atuam com objetos reais, simulando a execução de tarefas diárias através de jogos controlados por computador. Assim, este sistema pode ser usado na reabilitação dos movimentos uni e bimanuais usando *feedback* tátil e visual apropriado e avaliações dedicadas.

Figura 5 - SITAR sendo testado por um usuário saudável



Fonte - Randazzo, Burdet, Mace (2014)

Ainda é necessário o desenvolvimento de novas ferramentas a serem utilizadas em conjunto com o SITAR, principalmente as bimanuais de uso simétrico e cooperativo. Esses instrumentos serão responsáveis por medidas cinéticas e dinâmicas, afinal um robô não é capaz de reproduzir as interações de contato e movimento com tanta precisão como um objeto real (BURDET et al., 2012) e também terá o advento de ser sensorizado, tendo assim suas respostas como forma de avaliação do progresso do usuário e integração/comunicação com os *games*.

O *Pizza Game*, que pode ser observado na Figura 5, representa um dos jogos inicialmente desenvolvidos para demonstração do sistema em que o usuário necessita montar uma pizza, neste caso um controle unimanual é utilizado para arrastar os ingredientes de acordo com o sabor de interesse. Muitas outras etapas podem ser adicionadas no caso dessa atividade, inclusive integrar outros controles que estimulem a manipulação bimanual, por exemplo um instrumento similar a um rolo de cozinha poderia ser utilizado na etapa de abertura da massa e permitir o treinamento e avaliação da coordenação simétrica e cooperativa.

3 OBJETIVO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar, em termos cinéticos e cinemáticos, a coordenação bimanual dos membros superiores de pessoas típicas durante o desempenho de atividades orientadas à tarefa através da manipulação de um instrumento sensorizado de uso simétrico e cooperativo, visando a aplicação de melhorias em terapias de reabilitação funcional.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para alcançar o objetivo principal do trabalho, pretende-se cumprir os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver um instrumento mecatrônico bimanual para treinamento funcional e avaliação da dinâmica das forças e cinética;
- Desenvolver jogos virtuais a serem controlados pelo instrumento mecatrônico com base na aplicação do projeto;
- Integrar o instrumento bimanual e *games* desenvolvidos em um sistema similar ao SITAR;
- Utilizar o sistema desenvolvido em experimentos com voluntários saudáveis para formulação de um banco de dados dos padrões exibidos por pessoas típicas;
- Analisar os dados obtidos do experimento como forma de investigação da coordenação bimanual e verificação do potencial do uso da tecnologia em terapias de reabilitação dos membros superiores.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando a proposta do projeto e de forma a alcançar o objetivo principal, três abordagens centrais envolveram o progresso deste trabalho: (i) o Desenvolvimento Tecnológico do sistema utilizado no estudo; (ii) o Experimento realizado com voluntários saudáveis para avaliação do equipamento e coleta de padrões de referência da coordenação bimanual e (iii) a Análise dos Dados do experimento para verificação de características como estabilidade, simetria, precisão e temporização de cada atividade aplicada e possíveis correlações e significados dos resultados obtidos com os perfis dos participantes e implicações da aprendizagem motora. As diretrizes abrangidas em cada etapa serão explanadas com mais detalhes em subitens desta seção.

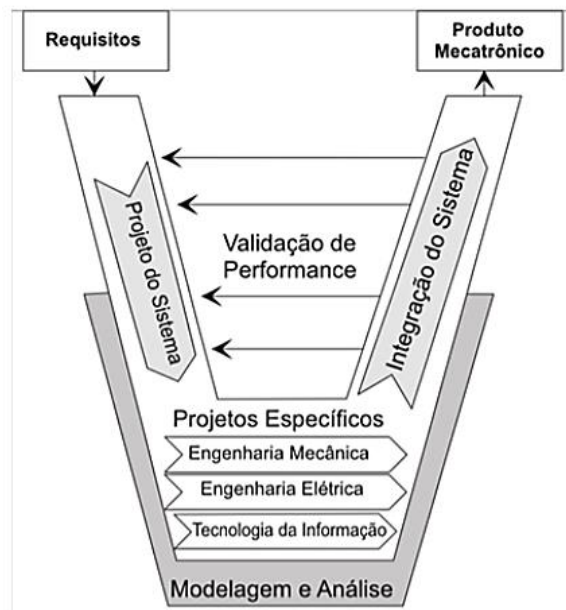
4.1 ETAPA I: DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO

Esta etapa envolve três principais linhas de desenvolvimento tecnológico que juntas compreendem o sistema para avaliação e treinamento da coordenação motora dos membros superiores análogo ao SITAR. São elas: o instrumento bimanual inteligente, a mesa *touchscreen* e os jogos virtuais.

De maneira geral, o processo de desenvolvimento de um produto se resume ao ciclo Projetar, Construir e Testar. Mais além, a criação de novas tecnologias exige uma combinação interdisciplinar entre engenharia mecânica, elétrica e computacional. O termo "mecatrônica" é a expressão disso. Em vista desta situação, a norma VDI 2206 criada pela *Association of German Engineers* é uma diretriz prática que se destina a fornecer um suporte metodológico para o desenvolvimento sistemático de tais produtos considerando a integração sinérgica de cada domínio envolvido. Para isso, o modelo V, originalmente utilizado na elaboração de softwares, foi adotado e adaptado de modo a descrever a sequência lógica de importantes subetapas no desenvolvimento de sistemas mecatrônicos como apresentado pela Figura 6. Esse modelo combina as abordagens *top-down* (de cima para baixo) e *bottom-up* (de baixo para cima). No caso da primeira (lado esquerdo do modelo V), os objetivos do cliente estão sendo traduzidos em requisitos e especificações técnicas em uma visão de todo o sistema e, posteriormente, transferidos para os subsistemas e conceitos relacionados, representados pela parte central do V, ou seja, os três principais domínios da mecatrônica: engenharia mecânica,

engenharia elétrica e tecnologia da informação. Em seguida ao desenvolvimento dos subsistemas (lado direito do modelo V) é realizada a integração com todo o sistema. Simultaneamente à fase *bottom-up*, ocorre a validação e verificação de modo a garantir que os fundamentos técnicos e requisitos inicialmente definidos foram atendidos. Por fim, o sistema completo pode ser considerado um produto mecatrônico finalizado, mas não significa que modificações e aprimoramentos futuros não possam ocorrer.

Figura 6 - Modelo V para desenvolvimento de produtos mecatrônicos



Fonte – Adaptado de Bröhl (1993)

4.1.1 Conceito e Requisitos do Sistema

Os requisitos do sistema, que representam a primeira fase do modelo V, devem ser investigados tendo em vista a aplicação, o usuário final e a tecnologia disponível, pois além de determinarem o traçado do projeto, ao fim de todo o processo, representarão as bases de validação do produto final. No caso deste projeto, o conceito geral da tecnologia de interesse é de um sistema capaz de coletar dados cinéticos e cinemáticos do usuário através de instrumentos sensorizados integrados no controle de jogos virtuais que estimulam a realização de atividades motoras com os membros superiores. Considerando que a ideia de aplicação da tecnologia seja em terapias de recuperação funcional e motora, os usuários finais desse sistema seriam pacientes que apresentam grau leve ou moderado de comprometimento motor nos membros superiores (por exemplo, vítimas do AVC com hemiplegia), já que se trata de um sistema

mecatrônico passivo e, para tanto, os usuários devem realizar movimentos ativos, ou seja, sem o auxílio de robôs e outras máquinas. Os exercícios envolvidos nos jogos também devem estar adequados a esse público, portanto o nível de dificuldade dos movimentos deve ser mais baixo, se limitando a movimentos simples de extensão e flexão dos braços e ao trabalho de aperto com as mãos. Além disso, é de interesse que a abordagem das atividades seja focada às tarefas da vida diária, o que se estende desde o design dos instrumentos, que devem se assemelhar aos objetos comuns do dia-a-dia, até à temática dos *games*.

4.1.2 Componentes e Materiais do Sistema

A linha de pesquisa do projeto e a base tecnológica do sistema está vinculada aos desenvolvimentos iniciados pelo *Human Robotics Group* do *Imperial College of London* e, portanto, adota um modelo e diretrizes técnicas similares ao SITAR considerando ao mesmo tempo as adaptações e melhorias necessárias e os recursos disponíveis para o processo.

- Instrumento Bimanual Inteligente

O equipamento deve ser utilizado para a realização das tarefas e interação com os jogos virtuais devendo ser capaz de coletar informações sobre a força aplicada pelo usuário e parâmetros cinéticos do movimento. O *design* gráfico das peças que compõem a estrutura do instrumento foi desenhado através do *software* SolidWorks para posterior prototipagem via impressão 3D por extrusão do polímero Acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS). Os demais materiais envolvidos no modelo final do instrumento foram:

- 4x Células de carga do modelo CZL635 com fundo de escala de 20 kg;
- 1x Arduino Yún;
- 1x IMU modelo GY-521;
- 1x Cabo USB;
- Impressora Sethi S3.

As células de carga de sinal analógico são sensores que se baseiam na deformação de sua estrutura quando cargas são aplicadas sobre ela, portanto são utilizadas como transdutores de medida indireta de forças. Elas podem apresentar diversos tamanhos e formas, mas o princípio de funcionamento das mais comuns é o mesmo: os *strain gages*, também conhecidos como extensômetros. Em geral, essas células de carga são montadas com resistores no formato de ponte de Wheatstone, onde cada resistor é um *strain gage*, que varia sua resistência de saída conforme a deformação da estrutura em que está anexado. Como a saída de tensão é baixa (da ordem de mV), é necessário o uso de um amplificador operacional, neste caso com um ganho de 1000x, para que a leitura do sinal esteja numa faixa mais adequada para a comunicação com o microcontrolador.

A unidade de medida inercial (IMU, do inglês) do modelo GY-521, composta por um giroscópio, acelerômetro e bússola, foi escolhida para realizar o sensoriamento cinético. Sensores giroscópios permitem monitorar a orientação, direção, movimento angular e rotação, enquanto que acelerômetros medem aceleração, bem como a inclinação, rotação, vibração, colisão e gravidade atuante sobre o objeto a que se refere.

A interface escolhida para o controle dos sensores foi o Arduino Yún, pois este modelo já possui um módulo Wi-Fi embutido na placa que facilitaria os testes de transmissão de dados *wireless*. Um módulo Bluetooth modelo HC-05 e um cabo USB também fizeram parte das opções de comunicação.

- Mesa Touchscreen

A mesa de atividades é o local onde ocorre a prática dos exercícios a partir da exibição e interação com os jogos virtuais sendo composta por:

- 1x Televisão de 42 polegadas;
- 2x Perfis de alumínio com 105 cm de comprimento, aproximadamente;
- 2x Perfis de alumínio com 65 cm de comprimento, aproximadamente;
- 1x Placa de vidro de 105x65 cm e espessura de 1 cm, aproximadamente;
- 4x Células de carga do modelo CZL635 com fundo de escala de 20 kg;
- 1x Arduino M0 Pro;

- 4x Amplificadores operacionais;

-1x Cabo HDMI;

-1x Cabo USB.

O modelo de controlador adotado neste caso se justifica pela possibilidade de alteração da resolução dos pinos de leitura e escrita analógica de 10 para 12 bits e de 8 para 10 bits, respectivamente, permitindo maior exatidão das medidas.

- Games

O *software* MATLAB da MathWorks® foi escolhido para criação dos jogos virtuais. Essa opção se justifica pela questão da centralização da comunicação, não sendo necessária outras plataformas para integração de diferentes algoritmos e linguagens, assim como pela simplicidade das interações dos jogos e a baixa necessidade de recursos gráficos.

4.2 ETAPA II: EXPERIMENTAÇÃO

Esta etapa corresponde a um dos estágios de verificação e validação do sistema desenvolvido e, por se tratar de um projeto multidisciplinar, pois envolve aplicações da área de Engenharia na investigação comportamental da Fisiologia Humana, é necessário, primeiramente, um ensaio com participantes típicos, ou seja, com as funções cognitivas e motoras saudáveis e, posteriormente, com pacientes que representem o público-alvo para reabilitação, ou seja, com déficit motor de grau leve ou moderado nos membros superiores.

A avaliação, aprovação e o monitoramento do protocolo de pesquisa científica são realizados pelo Comitê de Ética para Pesquisas em Humanos (CEP) específico do local onde irá ocorrer a intervenção. O pedido deve estar conforme as diretrizes do CEP e conter todas as solicitações exigidas para submissão pela Plataforma Brasil através do site <http://plataformabrasil.saude.gov.br/login.jsf>.

No caso deste trabalho, foi possível somente a realização do experimento com os participantes saudáveis. A abordagem utilizada no protocolo de pesquisa é experimental e transversal, ou seja, os voluntários da pesquisa realizam um grupo de exercícios em um único

dia apenas, durante um intervalo de aproximadamente 20 minutos, sem necessidade de repetição ou acompanhamento posterior.

4.3 ETAPA III: ANÁLISE DE DADOS

Esta etapa refere-se à análise dos sinais e informações coletadas durante a aplicação do experimento com voluntários saudáveis através dos *softwares* MATLAB e Microsoft Excel. A metodologia de avaliação se divide entre o levantamento dos dados clínicos obtidos através do questionário de perfil dos participantes, o pré-processamento dos sinais de leitura dos sensores do sistema e a investigação de padrões e características do movimento bimanual, como temporização, simetria, estabilidade e precisão, através de uma abordagem estatística fundamental para avaliar medidas de tendência central e de dispersão, assim como a aplicação de modelos lineares tal como a regressão linear associada aos valores da raiz do erro quadrático médio (RMSE) e coeficiente de determinação (R^2) para aferir a qualidade de ajuste do modelo e também o coeficiente de correlação de Pearson com correspondente significância estatística (p-valor) de forma a avaliar o grau de representatividade e confiabilidade dos resultados das observações.

5 DESENVOLVIMENTO

Definidos os requisitos gerais que sustentam o projeto do sistema, inicia-se o desenvolvimento através dos domínios específicos que compõem o produto mecatrônico que serão aqui subdivididos entre: mecânica, eletrônica e programação. Esses domínios serão abordados detalhadamente em relação a cada uma de suas partes elementares: o instrumento bimanual inteligente, a mesa *touchscreen* e os jogos virtuais.

O escopo de funcionamento está esquematizado pela Figura 7. O paciente encontra-se à esquerda, sentado diante de uma mesa *touchscreen* interativa na qual deverá realizar as atividades requisitadas pelo jogo, como, por exemplo, abrir uma massa de pizza, utilizando o instrumento bimanual que simula um rolo de cozinha. Durante o exercício, dados das interações dinâmicas e cinéticas do usuário são captadas pela mesa e instrumento para comunicação instantânea com o jogo e gravadas no computador do supervisor da atividade para observação dos padrões de movimento e análise de características da coordenação, como picos de força, estabilidade, temporização e simetria da coordenação.

Figura 7 - Esquema funcional do sistema



Fonte - Autor

5.1 INSTRUMENTO BIMANUAL INTELIGENTE

O projeto em si partiu com a motivação de criação de um equipamento para avaliação da coordenação bimanual sob a hipótese de que o treinamento de ambos os membros (parético e não-parético) é relevante em terapias de reabilitação para a recuperação motora e funcional de indivíduos hemiplégicos, portanto a atenção primária foi dada à concepção de um modelo

de instrumento intuitivo e de uso cooperativo que permitisse coletar dados cinéticos e cinemáticos do usuário durante a realização de tarefas com os membros superiores. A estrutura física de um rolo de massa de cozinha atende aos requisitos necessários e foi selecionado como dispositivo bimanual a ser mimetizado em uma versão instrumentada.

O dispositivo deve ser coerente com seu público-alvo final, considerando a segurança e a facilidade de manuseio. Idealmente, sugere-se que a massa total do objeto não ultrapasse 1 kg e possua uma forma agradável ao tato do usuário.

Informações sobre a força aplicada pelo usuário e parâmetros cinéticos do movimento são importantes para avaliação da coordenação bimanual. A quantificação auxilia na investigação da biomecânica envolvida no estudo e garante maior controle durante as terapias de reabilitação. Em relação à dinâmica do movimento, duas forças principais foram apontadas para medição, a de prensão nas manoplas e a de contato com a mesa (pressão exercida pelo indivíduo sobre cada lateral do objeto). Por serem sensores robustos e precisos, as células de carga foram escolhidas para realizarem tais leituras, enquanto que a IMU foi designada para coleta dos dados cinéticos.

A evolução do instrumento bimanual inteligente até o atual modelo, envolveu um total de três protótipos que serão detalhados a seguir em termos de suas principais características.

5.1.1 Protótipo 1

Como primeiro passo, utilizou-se um modelo de um rolo de massa que serviu de base para a criação do perfil do instrumento, vide Figura 8.

Figura 8 - Perfil básico de criação

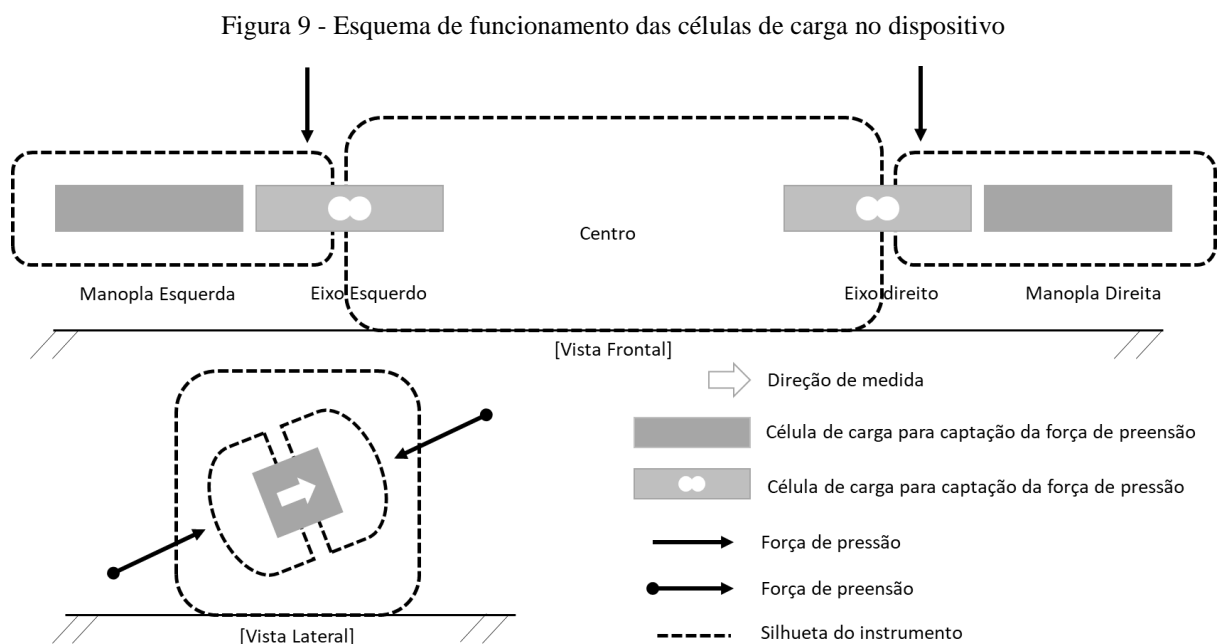


Fonte – Autor

Entretanto, verificou-se que a questão do rolamento do objeto iria apresentar dificuldades em relação à obtenção das medidas de força, já que uma célula de carga capta apenas os esforços de uma direção específica em relação ao seu posicionamento (detalhado na

Figura 9) e, por isso, foi decidido que a base do instrumento seria plana para que este deslizasse sobre a mesa ao invés de girar. Para permitir suavidade no deslizamento, foi cogitado a adoção de esferas transferidoras e esquematizado um encaixe para quatro delas, duas em cada lateral do objeto.

No design das manoplas, foi utilizado um conceito anatômico para que permitisse melhor acomodação das mãos do usuário. Além disso, a peça deveria ser bipartida devido ao princípio de funcionamento da célula de carga, em que o sinal é advindo da transdução da deformação do material e, portanto, deve haver um espaço para que haja flexibilidade na manipulação da manopla. O mesmo deveria ocorrer com os sensores conectados entre o centro do rolo e as manoplas, ou seja, o único material responsável pela ligação entre tais partes é a própria célula de carga, de forma que nenhuma outra peça do instrumento apresente contato e interfira nas medidas do sensor. O esquema apresentado na Figura 9 detalha de maneira visual como estarão dispostas as células de carga no interior do instrumento e como são obtidas as forças de interesse, que neste caso serão as resultantes da carga aplicada na direção do eixo de medida dos sensores.

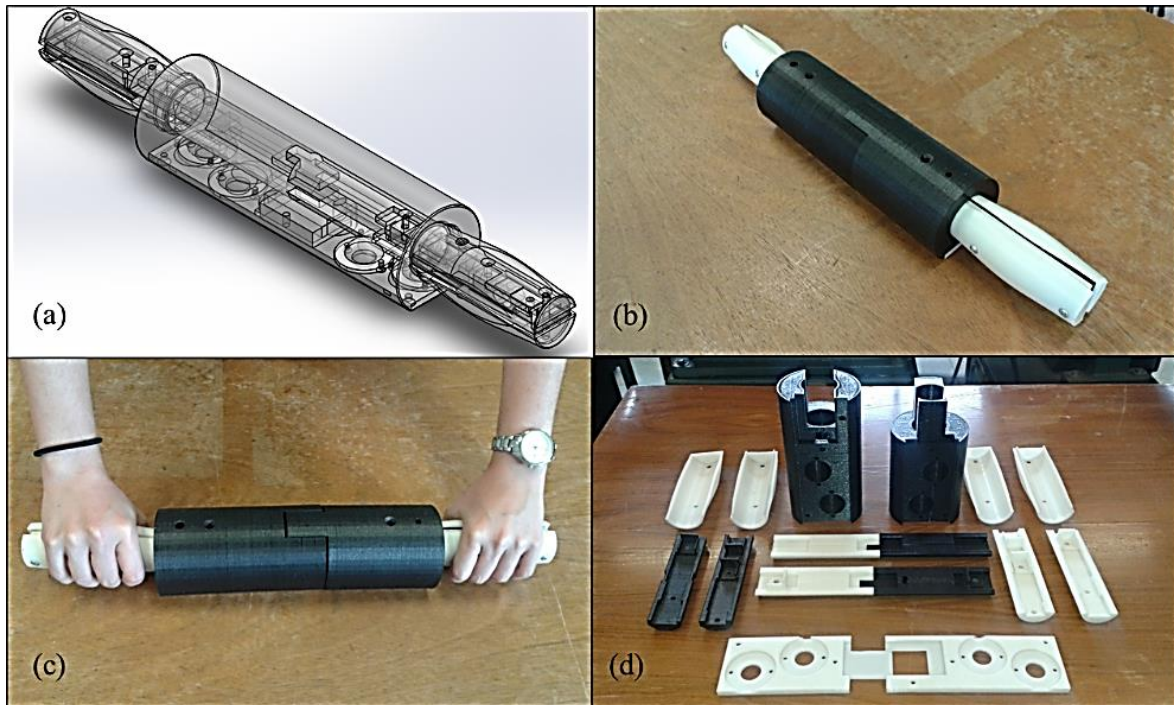


Fonte – Autor

O tamanho considerado inicialmente para o instrumento foi baseado em tamanhos reais de rolos de massas encontrados no mercado, e como ultrapassavam em comprimento o espaço da mesa de impressão 3D, foi necessária a partição do centro do objeto em dois. As imagens

apresentadas pela Figura 10 mostram o desenho assistido por computador (CAD, do inglês) do Protótipo 1 e o resultado após a fabricação.

Figura 10 - Protótipo 1. (a) CAD (b), (c) vistas do instrumento fabricado (d) peças de composição do instrumento



Fonte - Autor

Durante a avaliação desse modelo, percebeu-se que o instrumento apresentava um peso que ultrapassava o requisito inicial, haviam muitas peças, o que dificultava o processo de montagem, e a divisão de seu centro não permitia um encaixe rígido e confiável para manipulação do instrumento. Era ainda necessário um ajuste nos elementos de suporte das células de carga, principalmente o de conexão central, pois apresentaram interferência no sinal adquirido pelos sensores. Além disso, a estrutura era muito sólida e pouco espaço para os componentes eletrônicos estava disponível.

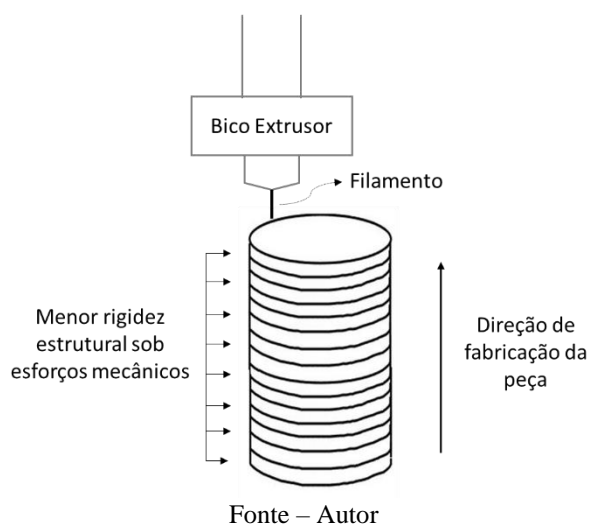
5.1.2 Protótipo 2

A partir das informações coletadas do Protótipo 1, melhorias e ajustes foram aplicados para a concepção do Protótipo 2. Nesse novo modelo, foi reduzido o comprimento do centro para que permitisse a fabricação de uma estrutura inteiriça e devido a essa compressão da dimensão, os locais para encaixe das esferas transferidoras na base foram realocados para três

pontos, um central e dois laterais. O vão entre o eixo do centro e as manoplas foi ampliado para resolver o problema de interferência nas células de carga ali presentes e como efeito estético, foram criadas tampas laterais, apenas para esconder partes a mostra dos sensores. Além disso, novos espaços na base central foram abertos para alocação dos outros componentes eletrônicos.

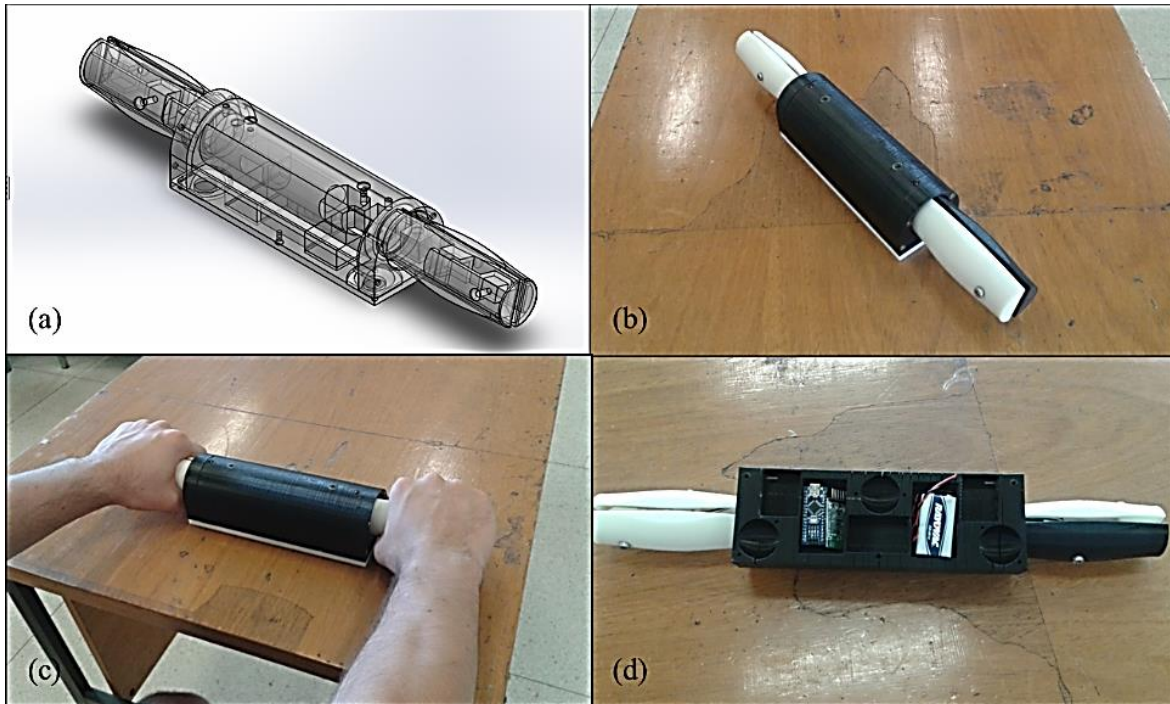
Realizada a avaliação, foi possível notar que o instrumento demonstrava uma qualidade funcional bem maior em relação ao seu antecessor e já permitia adquirir dados de teste para as primeiras observações de padrões de movimento. Entretanto, ainda foram diagnosticadas fragilidades no acoplamento no eixo interno ao centro quando parafusadas as células de carga, pois a fixação deve ser bem rígida o que fazia com que ocorresse trincas na estrutura. Isso se deve ao material utilizado na impressão 3D da peça, neste caso o polímero ABS, assim como a direção de deposição. Como a manufatura aditiva utiliza o princípio de fabricação camada a camada, isso faz com que a peça criada sempre possua uma direção mais vulnerável aos esforços mecânicos como explicado em detalhe pela Figura 11.

Figura 11 - Dinâmica estrutural na manufatura aditiva



Embora a redução das dimensões tenha acarretado na diminuição da massa do objeto impresso para um valor aceitável, as esferas transferidoras ainda tornavam o valor final inviável, além de dificultarem o acesso e encaixe dos componentes eletrônicos que se encontravam na mesma região. As imagens da Figura 12 mostram alguns detalhes das características apresentadas.

Figura 12 - Protótipo 2 (a) CAD (b),(c) vistas do instrumento fabricado (d) detalhe inferior da base com simulação de encaixe de alguns componentes eletrônicos



Fonte - Autor

5.1.3 Protótipo 3, o Modelo Final

5.1.3.1 Mecânica

As observações sobre o Protótipo 2 permitiram efetuar uma reavaliação geral da estrutura do instrumento e criar novas estratégias de encaixe, aprimorar a praticidade de montagem e acesso interno e permitir a obtenção de medidas de maior qualidade, sem interferências mecânicas ou sensibilidades defasadas entre os sensores.

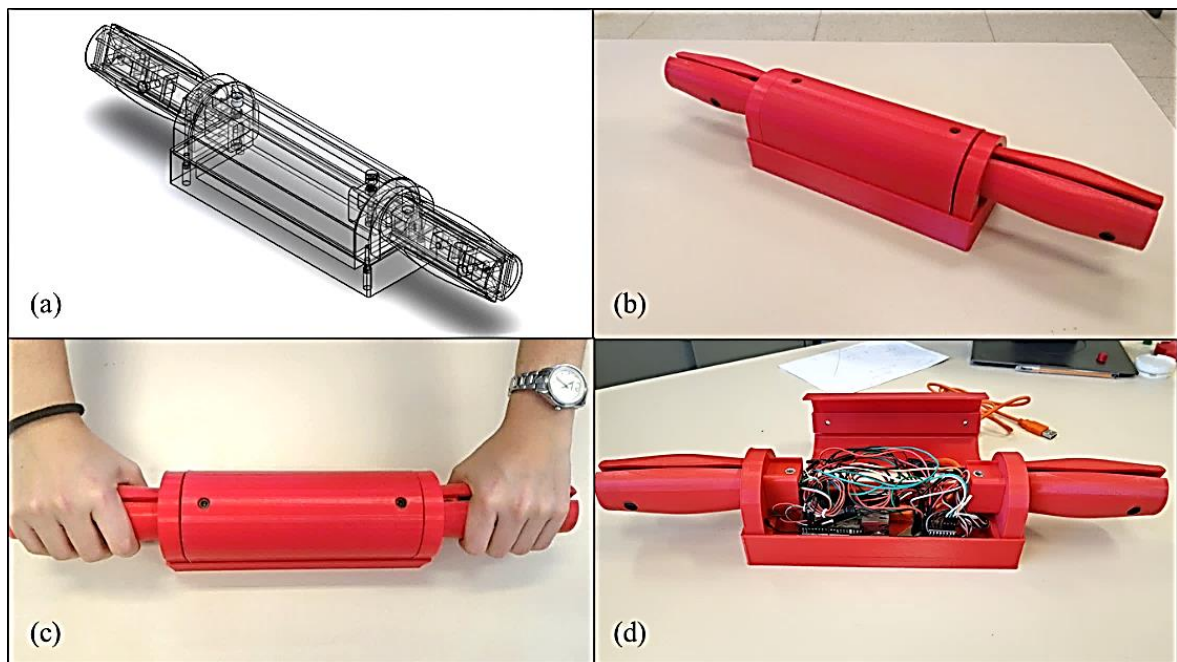
Como as esferas transferidoras eram as principais responsáveis pelo sobrepeso e volume interno ocupado, decidiu-se removê-las e tornar a base de contato totalmente lisa e se necessário recobri-la com um tecido que reduzisse o atrito entre superfícies, como por exemplo uma seda. De qualquer forma, o instrumento ainda estaria livre para percorrer a mesa em todas as direções e sentidos, sem comprometer sua funcionalidade. Além disso, a altura da base foi elevada para que usuários com mãos maiores pudessem utilizar o objeto sem que seus dedos tocassem na mesa como estava ocorrendo com o modelo anterior.

O eixo que percorria o centro do objeto conectando as células de carga às manoplas foi excluído do projeto, e as tampas laterais que serviam apenas de acabamento tornaram-se os

novos apoios dos sensores. As paredes da capa de revestimento central foram reduzidas, ampliando bastante o espaço do interior do objeto para armazenamento e acesso interno aos componentes eletrônicos, que antes era realizado pela parte inferior do objeto, foi transferido para parte superior através de uma tampa removível que também tem a função mecânica de acoplamento central do instrumento.

Esse novo modelo composto por apenas 8 peças estruturais e pesando cerca de 400 gramas (metade do Protótipo 2) é o instrumento bimanual final do projeto e designado para uso durante os ensaios com os participantes saudáveis. Algumas imagens detalhando o aspecto físico do Protótipo 3 estão presentes na Figura 13.

Figura 13 - Protótipo 3 (a) CAD (b),(c) vistas do instrumento fabricado (d) detalhe do espaço interno com os componentes eletrônicos

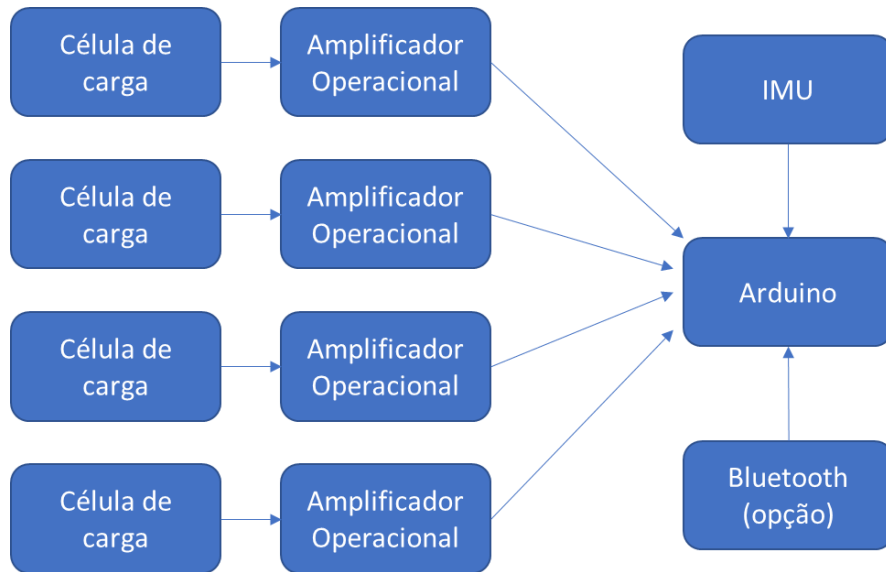


Fonte – Autor

5.1.3.2 Eletrônica

O esquema de ligação eletrônica envolveu 4 células de carga, 4 amplificadores operacionais de sinal analógico, uma IMU, um microcontrolador Arduino Yún e um modo de comunicação dentre as seguintes opções: o módulo Bluetooth, o próprio Wi-Fi embutido na placa do Arduino Yún ou o cabo USB, conforme o diagrama de blocos da Figura 14.

Figura 14 - Diagrama de blocos eletrônico



Fonte - Autor

O controlador utilizado possui um conversor analógico-digital interno de 10 bits para pinos analógicos, e, neste caso, para a célula de carga com fundo de escala de 20 kg associada ao amplificador com ganho de 1000x no sinal, a resolução foi de 19,55 g, aproximadamente, apresentando uma sensibilidade alta para coleta dos dados.

Um requisito importante durante a transmissão de dados é que a taxa de aquisição seja realizada a uma frequência de 100 Hz, pois é importante que essa leitura seja rápida o suficiente para captar pequenas mudanças e oscilações das medidas durante o tempo de reação humana, que leva cerca de 200 ms aproximadamente, assim como coletar um número de dados suficiente para manter as informações características do movimento, mesmo após o tratamento das medidas no qual realiza-se a suavização do sinal e filtragem de ruídos e frequências desnecessárias ao estudo. Isso permite que sejam feitas análises mais precisas de padrões de movimento. Sendo assim, durante os testes realizados com as opções de comunicação, o único que conseguiu corresponder ao estabelecido foi a transmissão direta via USB. Enquanto o Bluetooth se mostrava bastante instável, o Wi-Fi chegou a um limite máximo de 70 Hz.

5.1.3.3 Programação

A programação utilizada para funcionamento do instrumento bimanual foi realizada em duas partes. Primeiramente, trabalhou-se com o *software* Arduino para controle dos sensores

utilizados, sendo coletadas 11 leituras no total: 4 das células de carga em termos da massa aplicada, 3 do acelerômetro e 3 do giroscópio em relação aos eixos x, y e z e por fim o tempo.

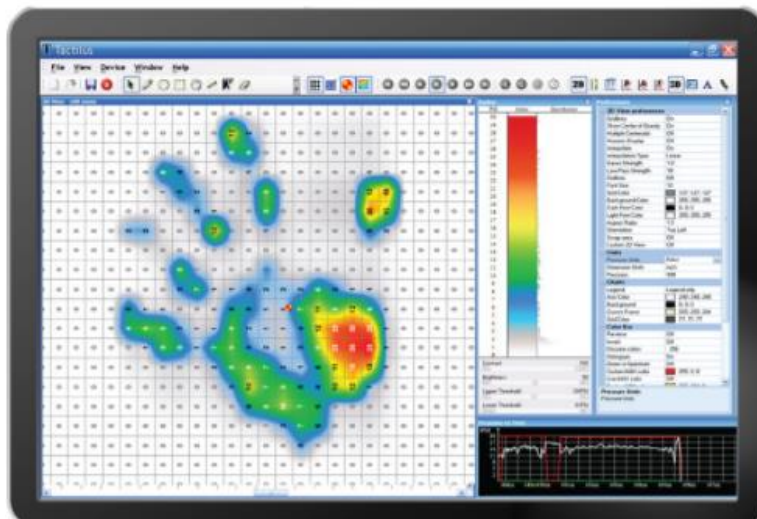
Já o *software* MATLAB foi utilizado para desenvolver um programa que importasse através da comunicação serial os dados lidos pelo Arduino para gravação em arquivos de formato .txt e construção de gráficos para análise.

5.1.4 Aprimoramento: Manoplas com Mapeamento de Força Palmar

As mãos são as nossas principais ferramentas de manipulação e interação com o ambiente e o detalhe do posicionamento da pegada, assim como a força aplicada por cada porção palmar, incluindo dedos, é algo pouco visto e trabalhado em terapias de avaliação funcional. Foi a partir dessa motivação que se iniciou a ideia de criação de uma manopla que fornecesse não somente a força resultante aplicada pelo usuário, mas permitisse a visualização de um mapa das forças pontuais da preensão palmar.

O primeiro passo foi verificar a existência de algum tipo de sensor ou alternativa pronta para aplicação no mercado. Foram encontradas algumas empresas que oferecem a opção de customização de materiais que variavam entre sensores resistivos, capacitivos, piezelétricos e piezoresistivos. A empresa SPI foi a que chamou mais atenção pelo oferecimento de um produto denominado *Tactilus® Stretch Sensor* caracterizado por um tecido elástico encoberto por uma malha piezoresistiva capaz de medir forças pontuais numa área espacial de aproximadamente $3 \times 10^{-4} \text{ m}^2$, como pode ser observado pela Figura 15. Entretanto, o produto demandava a compra do material customizado, do sistema de aquisição dos sinais e do *software* específico para análise e apresentou um orçamento inviável para o projeto assim como para o objetivo do trabalho que inclui a criação de um instrumento bimanual de custo acessível.

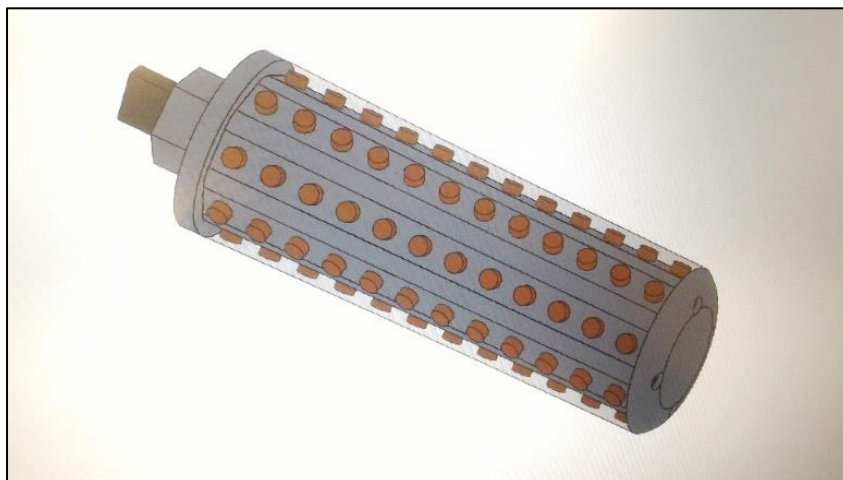
Figura 15 – Imagem do software do produto Tactilus® Stretch Sensor



Fonte - <http://www.sensorprod.com/tactilus/stretch-sensor.php>

Assim, foram levantadas algumas opções de fabricação de um sensor próprio. A primeira ideia se baseou em sensores piezelétricos, neste caso, pastilhas cerâmicas de diâmetro de 5 mm recobertas por um material flexível iriam revestir toda a manopla externamente, como mostra a Figura 16. Entretanto, durante a avaliação da aquisição dos sinais nesse modelo, percebeu-se que a complexidade seria alta devido ao elevado número de sensores unitários, já que seria necessário enviar uma frequência de excitação para as cerâmicas, amplificar o sinal de cada uma para assim realizar a leitura das medidas. Além disso, dificilmente a taxa de aquisição alcançaria o padrão de 100 Hz estabelecido.

Figura 16 - Proposta da manopla piezelétrica em CAD



Fonte - Autor

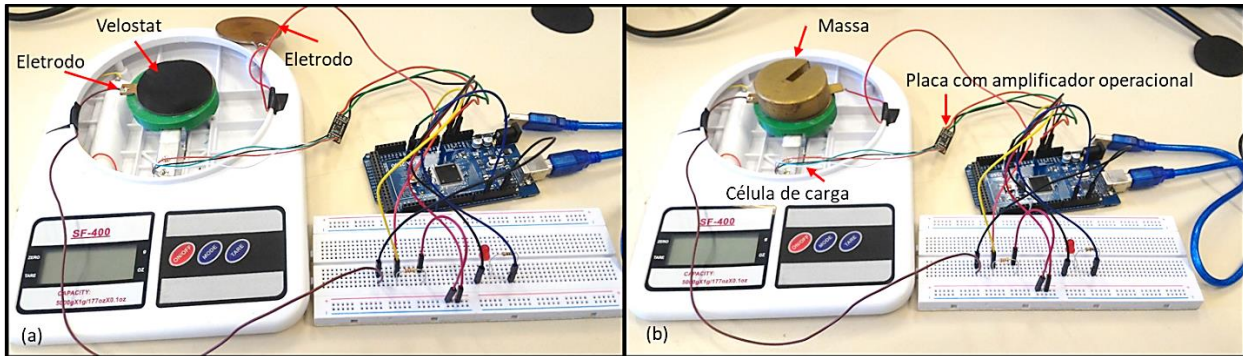
Os materiais piezoresistivos (PZR) são sensíveis à aplicação de cargas, gerando alterações em sua resistência elétrica, e se tornaram uma outra opção de desenvolvimento por apresentarem melhores características de aplicação como maior facilidade de manipulação, devido a sua flexibilidade, e praticidade na coleta de dados, já que o sinal de saída se encontra numa faixa de fácil leitura, sem a necessidade de inclusão de amplificadores. Embora não sejam muito comuns no mercado, foram encontrados dois desses materiais, denominados Velostat e Eeontex, e adquiridos exemplares para a realização de alguns testes.

O *EeonTex Pressure Sensing Fabric* é um produto fabricado pela empresa Eeonyx e se caracteriza por ser um tecido condutivo de microfibras piezoresistivas. Esse material foi produzido justamente para aplicações em sensores dinâmicos que objetivam o mapeamento e medição de pressão, dobra, ângulos de torção e de extensão, principalmente para uso em têxteis e *wearables* (tecnologias vestíveis). De acordo com as especificações técnicas, possui uma resistividade superficial de 2×10^5 Ohm.m e um intervalo dinâmico de 0,005 kg a 100 kg fornecendo uma taxa de aquisição de dados de 500 ciclos por segundo. Ademais, possui cerca de 0,8 mm de espessura e o custo de uma folha de 310 x 330 mm desse material é de 25 dólares americanos, aproximadamente.

Já o Velostat, também conhecido pelo nome de Linqstat, é um material desenvolvido pela Custom Materials da empresa 3M com a função primária de embalar e proteger itens eletrônicos suscetíveis a danos causados por descargas eletrostáticas. Caracteriza-se por ser uma folha polimérica impregnada com negro de fumo de forma a torná-la eletricamente condutiva. De acordo com as especificações técnicas, apresenta uma resistividade superficial máxima de $3,1 \times 10^6$ Ohm.m, resistividade volumétrica máxima de 5×10^4 Ohm.m e espessura de 0,1 mm. Folhas de 280 x 280 mm podem ser adquiridas a um custo de 4 dólares, aproximadamente.

De forma a observar o comportamento das características apresentadas por ambos os produtos, foram realizados alguns experimentos preliminares, desde o simples teste de resistência do material com um multímetro até a construção de uma plataforma experimental para avaliações de carregamento estático, como pode ser verificada na Figura 17.

Figura 17 - Conjunto experimental para avaliações de carregamento estático (a) detalhe do sanduíche piezoresistivo (b) aplicação da carga sobre o sanduíche

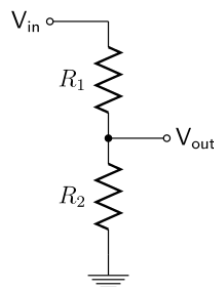


Fonte - Autor

Nesse experimento, foi utilizada uma célula de carga de 7 kg de uma balança comercial como referência para análise dos dados. No topo da célula de carga, fixou-se uma base para suporte do sanduíche piezoresistivo, o qual é formado por duas placas de cobre, que desempenham o papel de eletrodos, e o PZR localizado entre elas.

Um circuito divisor de tensão foi usado como princípio de coleta de dados da resistência do material piezoresistivo. De acordo com a Figura 18, o sensor sanduíche seria representado por R_1 e em R_2 foi usado um resistor de 1K Ohm. A alimentação em V_{in} corresponde a 5 V e V_{out} representa o sinal de saída a ser conectado na porta analógica do microcontrolador, neste caso um Arduino Mega.

Figura 18 - Divisor de Tensão



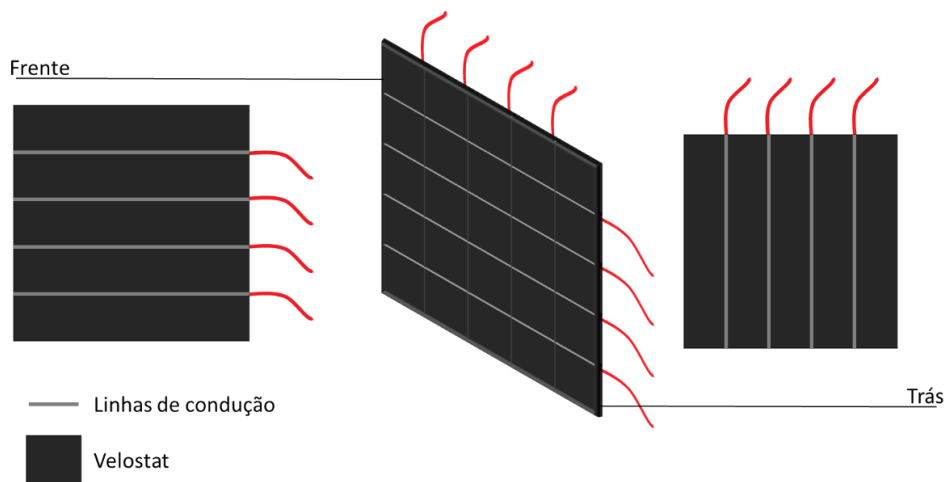
Fonte - https://en.wikipedia.org/wiki/Voltage_divider

O sinal de saída pode ser analisado tanto em termos da tensão quanto da resistência e como é de interesse verificar o comportamento da faixa resistiva abrangida pelo material piezoresistivo, o sinal foi obtido em termos de R_1 através da seguinte equação:

$$R_1 = \frac{V_{out} * R_2}{V_{in} - V_{out}}$$

Além dos testes com carregamentos estáticos, também foi criada uma malha de 4x4 para realização do primeiro teste qualitativo de mapeamento pontual da força com o material Velostat, como mostra o esquema da Figura 19, que consiste em um sanduíche formado pelo PZR ao centro e os fios de condução nas partes inferior e superior do material de modo que configurem uma matriz; foi utilizado um plástico adesivo para a junção dos componentes e isolamento.

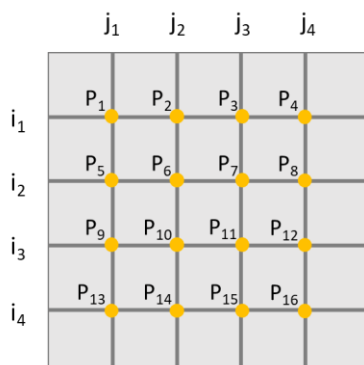
Figura 19 - Desenho da malha piezoresistiva 4x4



Fonte – Autor

A função *pullup* do Arduino (ARDUINO, 2018) foi utilizada neste caso o que permite ativar uma resistência interna ao controlador e, assim, criar um divisor de tensão embutido para todas as entradas analógicas. O *software* MATLAB foi usado para a escrita do programa de funcionamento e simulação gráfica da resposta do sensor que se baseou na relação demonstrada pela Figura 20.

Figura 20 - Princípio de funcionamento da malha PZR



A interação no ponto P_x é medida através da relação:

$$\begin{bmatrix} P_1 & \cdots & P_4 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ P_{13} & \cdots & P_{16} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_1 + j_1 & \cdots & i_1 + j_4 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ i_4 + j_1 & \cdots & i_4 + j_4 \end{bmatrix}$$

i_x = resistência correspondente ao fio da linha i_x

j_x = resistência correspondente ao fio da coluna j_x

Fonte - Autor

5.2 MESA TOUCHSCREEN

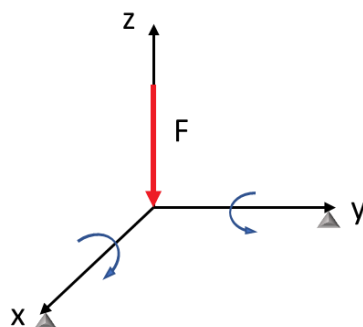
A mesa de atividades além de servir como base de interação entre os jogos virtuais e o instrumento bimanual inteligente durante o desempenho das tarefas motoras com os membros superiores, também é capaz de detectar medidas de posicionamento e magnitude da força pontual aplicada sobre a tela como entradas de comunicação para os *games*. Pode-se dizer que seu princípio de funcionamento se assemelha a um dispositivo *touchscreen* para rastreamento do toque, neste caso de um único ponto.

O funcionamento da mesa baseia-se no cálculo da resultante do momento da força ou torque, sendo este definido a partir da componente perpendicular ao eixo de rotação da força aplicada sobre um objeto, que é efetivamente utilizada para fazê-lo girar em torno de um eixo ou ponto central, conhecido como ponto pivô ou ponto de rotação. A distância vetorial do ponto pivô ao ponto onde atua uma força F é chamada braço do momento e é denotada por r . Neste caso, a soma das forças aplicadas sobre a superfície deve ser zero, pois o objeto não apresenta giro e se mantém estacionário, e como o torque (τ) é uma grandeza dependente da força, consequentemente seu resultado final também deve ser zero, como demonstra a equação a seguir:

$$\tau = r \times F, \quad \sum \vec{F} = 0 \quad \therefore \quad \sum \vec{\tau} = 0$$

O cálculo do torque deve ser analisado para cada ponto de apoio, que no caso da mesa referem-se às quatro células de carga localizadas uma em cada canto da estrutura, assim como para cada sentido de rotação possível. Por exemplo, para o caso de uma força paralela ao eixo z , o giro pode ocorrer tanto ao longo dos eixos x e y , vide Figura 21.

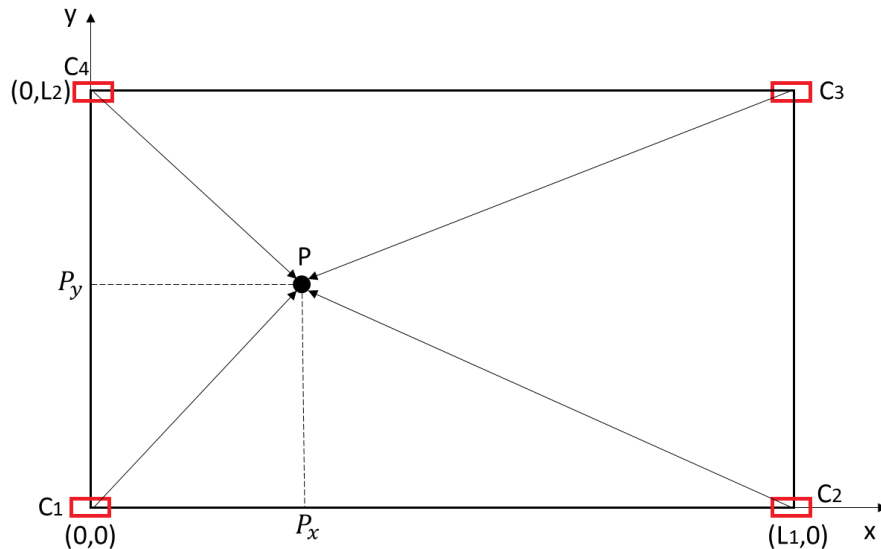
Figura 21 - Princípio do momento da força



Fonte – Autor

Para um ponto P qualquer, onde uma força é aplicada e L_1 corresponde à distância entre os centros das células de carga C_1 e C_2 e L_2 à distância de C_1 e C_4 , o modelo cartesiano da Figura 22 pode ser definido, assim como as principais equações que devem ser consideradas para o cálculo de P_x e P_y .

Figura 22 - Referência cartesiana para cálculo do momento da força

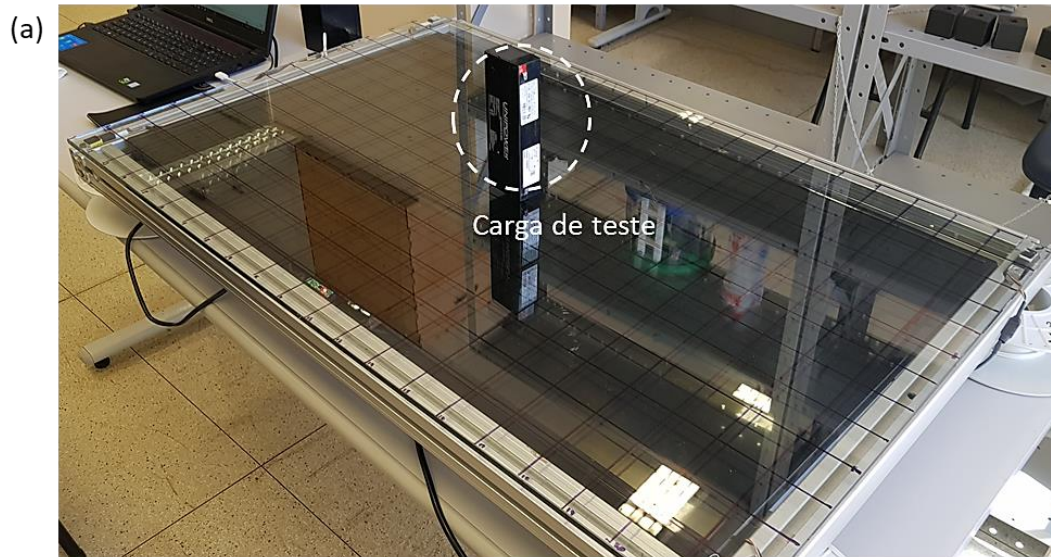


$$\left. \begin{array}{l} \sum \tau_x = 0 \text{ e } \sum \tau_y = 0 \\ \vec{F} = m\vec{g} \\ m_t = m_{c1} + m_{c2} + m_{c3} + m_{c4} \end{array} \right\} \begin{array}{l} P_x = \frac{L_1(m_{c2} + m_{c3})}{m_t} \\ P_y = \frac{L_2(m_{c3} + m_{c4})}{m_t}, \text{ p/ o ponto de referência } (0,0) \end{array}$$

Fonte - Autor

Após determinada a relação de regime da mesa, foi realizado um teste para verificar a precisão do sistema comparando a posição verdadeira e calculada de diversos pontos de aplicação de duas massas fixas distintas. A superfície do vidro foi dividida em quadrados de 5cm que correspondiam à região ocupada pela carga de teste e os pontos mapeados podem ser observados na Figura 23.

Figura 23 - Teste de precisão da mesa: (a) imagem real do experimento e (b) desenho esquemático da divisão da mesa com detalhe dos pontos escolhidos para mapeamento



(b)

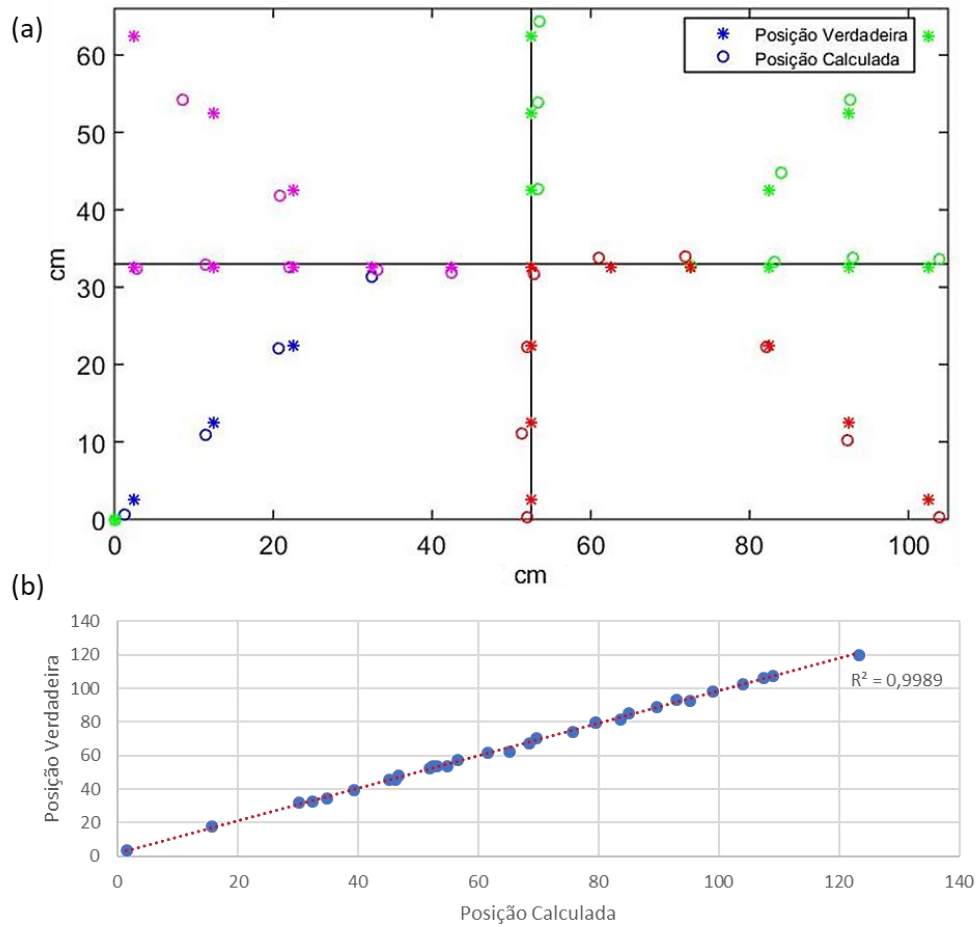
13	X									X											X	
12																						
11			X							X									X			
10																						
9					X					X							X					
8																						
7	X		X		X		X		X	X		X		X		X		X		X		X
6																						
5					X					X							X					
4																						
3			X							X										X		
2																						
1	X									X												X
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	

X Pontos mapeados

Fonte - Autor

O resultado do teste de mapeamento para a carga de 1 kg pode ser visto na Figura 24, no qual foi obtida uma correlação de 99,89% entre o valor real e a medida pelo equipamento e um desvio padrão médio (DPM) de 0,76 cm. O mesmo teste foi realizado para uma carga de 2 kg que apresentou 99,76% de correspondência e 0,70 cm de DPM.

Figura 24 - Posição Verdadeira X Posição Calculada para uma carga estática de 1 kg: (a) gráfico da dispersão dos pontos e (b) correspondência linear entre as medidas

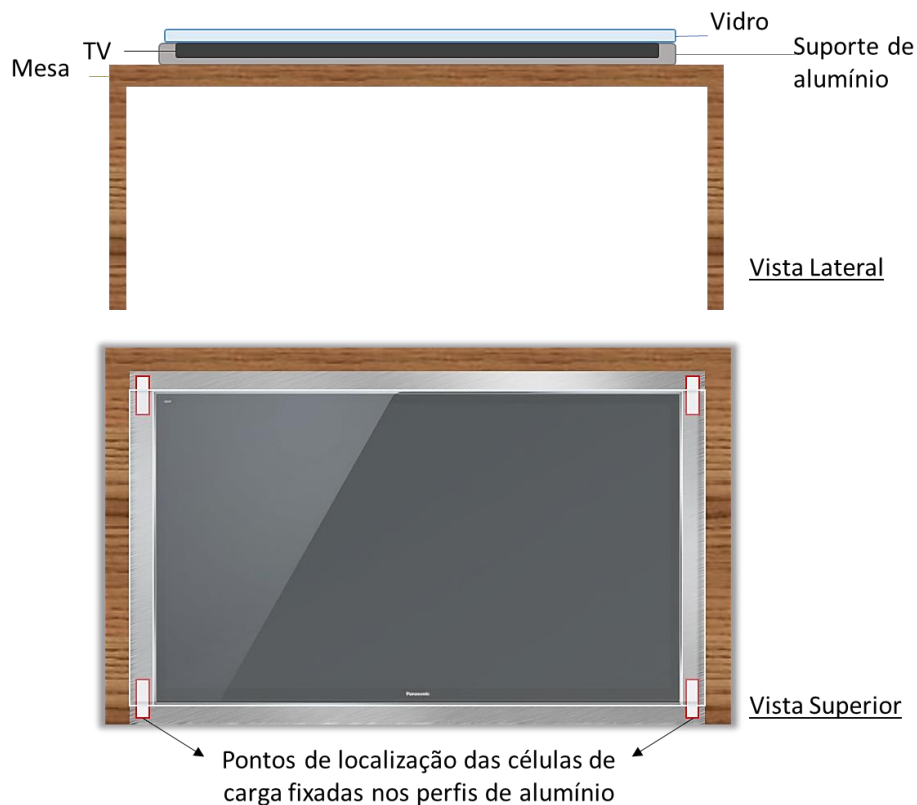


Fonte - Autor

5.2.1 Mecânica

O padrão de montagem da mesa segue o modelo do SITAR sendo composto por uma televisão, neste caso de 45 polegadas, embutida dentro de um suporte de alumínio acoplado a 4 células de carga que apoiam uma placa de vidro por cima de toda a estrutura. A Figura 25 apresenta uma imagem ilustrativa do resultado.

Figura 25 - Esquema da Mesa Touchscreen



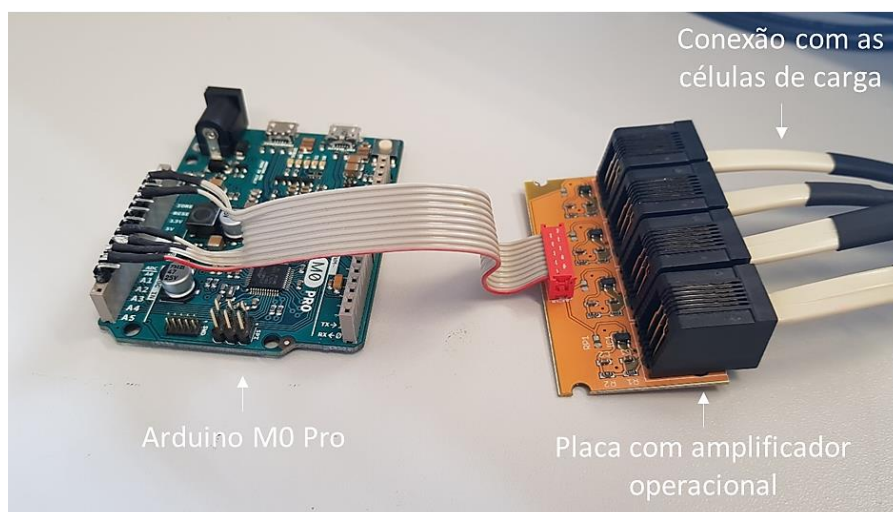
Fonte – Autor

O valor de fundo de escala das células de carga, neste caso 20 kg, determina a massa máxima que pode ser aplicada na superfície da mesa, portanto, como a força é distribuída entre os quatro pontos de apoio, esse valor limite é de 80 kg.

5.2.2 Eletrônica

Similarmente ao instrumento bimanual inteligente, as células de carga foram acopladas à um circuito de amplificação de sinal com ganho de 1000x integrado a um filtro de 60 Hz para ruídos da rede e conectadas às entradas analógicas inicialmente configuradas para 10 bits de um Arduino M0 Pro de acordo com a Figura 26. Além disso, as aquisições também foram ajustadas para uma frequência de 100 Hz.

Figura 26 - Ligação dos componentes eletrônicos da mesa



Fonte - Autor

5.2.3 Programação

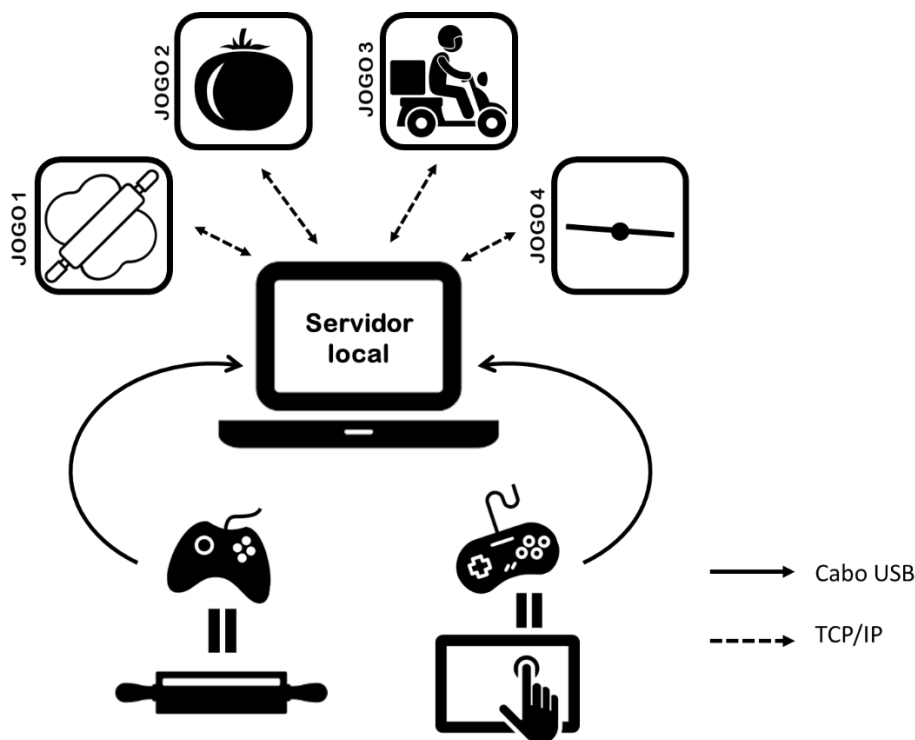
O algoritmo de funcionamento da mesa, que se resume à leitura dos sinais brutos das células de carga e envio para a serial, foi criado a partir da IDE do Arduino. Já o *software* MATLAB foi utilizado para receber tais informações e realizar o tratamento, processamento e avaliação das medidas de forma analítica e gráfica.

5.3 JOGOS VIRTUAIS

Foram criados quatro jogos virtuais para serem aplicados durante o experimento com voluntários saudáveis. Os exercícios abordados nos jogos levaram em consideração o interesse no tipo de análise a ser feita correspondente ao movimento praticado, entre eles padrões de coordenação retilíneos intermitentes e contínuos, deslocamentos laterais e equilíbrio de forças. Optou-se por criar uma rede de comunicação via protocolo TCP/IP local para integração dos dispositivos físicos (servidores) e dos jogos virtuais (clientes) provendo, assim, maior estabilidade, velocidade de transmissão de dados e flexibilidade de modo que futuramente possa ser implementada a comunicação *wireless* sem a necessidade de reescrever outro algoritmo. Na Figura 27, pode-se observar o fluxo de informações entre as partes envolvidas durante a comunicação TCP/IP; um servidor local recebe via serial as leituras dos sensores presentes no

instrumento bimanual inteligente e na mesa touchscreen que desempenham o papel de controles do sistema e, assim, seleciona as entradas que atendem ao requisito necessário para desencadear a animação dos jogos que por sua vez enviam respostas de seu estado atual e outros parâmetros ao longo da atividade de volta ao servidor. Durante todo esse processo, as medidas do sistema são armazenadas em arquivos de extensão .txt.

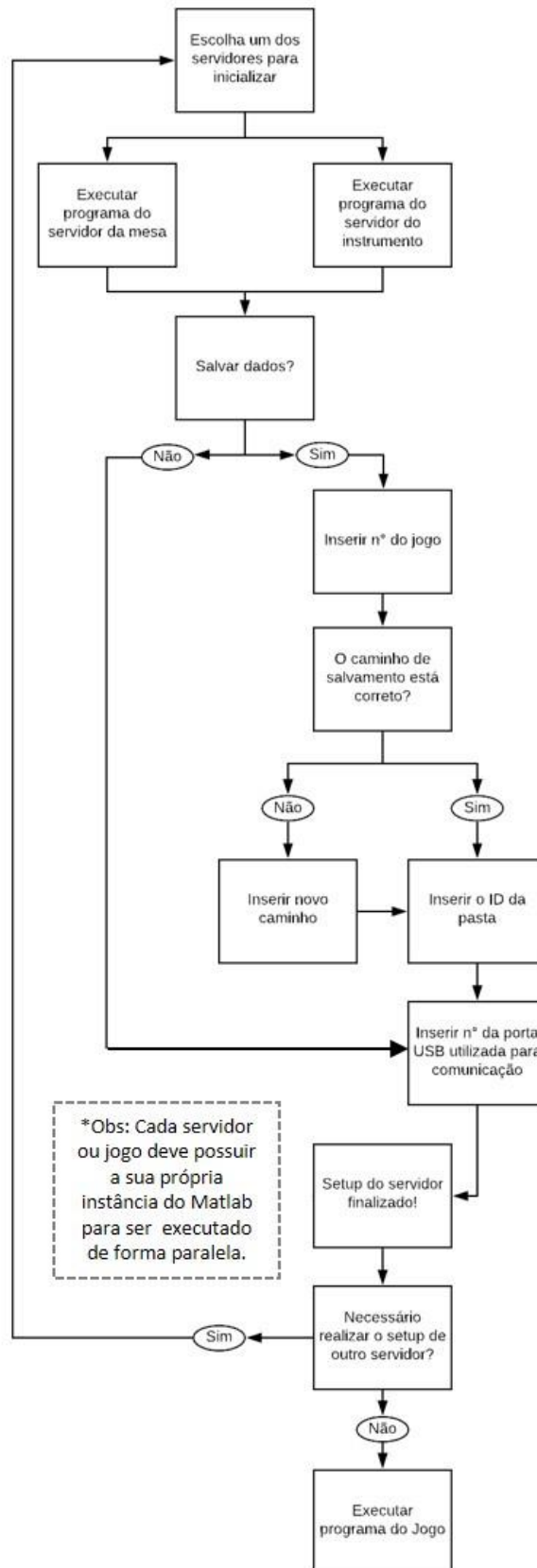
Figura 27 - Esquema da comunicação TCP/IP



Fonte – Autor

5.3.1 Programação

Os jogos foram desenvolvidos através do *software* MATLAB e de um modo simplificado podem ser executados pelo usuário levando em consideração as entradas requisitadas para o seu correto funcionamento, ou seja, se são necessárias as leituras dos sensores da mesa *touchscreen* e/ou do instrumento bimanual inteligente. No caso dos jogos 1 e 2, tanto o servidor da mesa quanto do instrumento devem ser inicializados de maneira individual e sem ordem de preferência. Já para os jogos 3 e 4, é utilizado apenas o servidor do instrumento; a mesa também é usada, mas apenas para fins de apoio físico e visualização gráfica. O fluxograma da Figura 28 apresenta as etapas solicitadas para realização do *setup* dos servidores.

Figura 28 - Fluxograma para inicialização dos *games*

5.3.2 Jogo 1

A primeira atividade simula a abertura de uma massa de pizza e, portanto, o usuário deve realizar oscilações retilíneas contínuas de extensão e flexão dos braços até a finalização do jogo que corresponde a 10 repetições com um valor mínimo de 20 N de força aplicada no centro da mesa. Esse exercício visa principalmente avaliar as etapas características presentes no movimento bimanual de interesse.

Figura 29 - Imagens do Jogo 1



Fonte - Autor

5.3.3 Jogo 2

A segunda atividade requer que o usuário colete uma certa quantidade de molho “amassando” os tomates que aparecem individualmente na tela em 3 posições distintas e aleatórias: centro, direita e esquerda. Similarmente ao Jogo 1, o participante deve realizar oscilações de extensão e flexão com os braços, neste caso, 10 para cada direção, utilizando o instrumento bimanual inteligente e aplicar uma força mínima de pressão sobre a mesa, sendo necessário sempre retornar à posição de início para que o próximo tomate apareça. Assim, por ser um exercício intermitente, será possível a visualização de forma mais detalhada dos perfis de força do usuário bem como a simetria do movimento lateral e precisão da coordenação.

Figura 30 - Imagens do Jogo 2

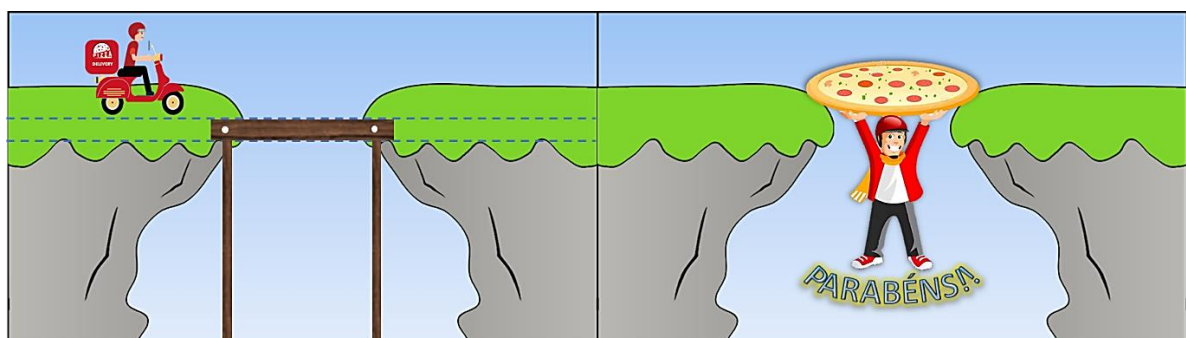


Fonte - Autor

5.3.4 Jogo 3

A terceira atividade envolve o controle do nível de uma ponte através da intensidade da força de prensão nas manoplas do instrumento bimanual, sendo que o objetivo do usuário é alinhar a ponte dentro da referência das linhas pontilhadas para que o entregador de pizza possa atravessar a lacuna por 10 vezes. Sendo assim, não há a necessidade de movimentação e o equipamento permanece fixo na mesa; as manoplas direita e esquerda controlam os correspondentes pés da ponte, assim quanto maior a magnitude do aperto, maior a altura de elevação. O alvo é definido como sendo 1/6 da média das forças máxima de prensão das mãos direita e esquerda obtidas através de um dinamômetro e o equilíbrio da ponte é estabelecido quando a proporção entre tais forças corresponde à proporção das forças máximas de cada mão. Portanto é possível avaliar o controle da força em relação aos membros dominante e não-dominante, a estratégia de execução adotada por cada participante e correspondente aprendizado motor.

Figura 31 - Imagens do Jogo 3

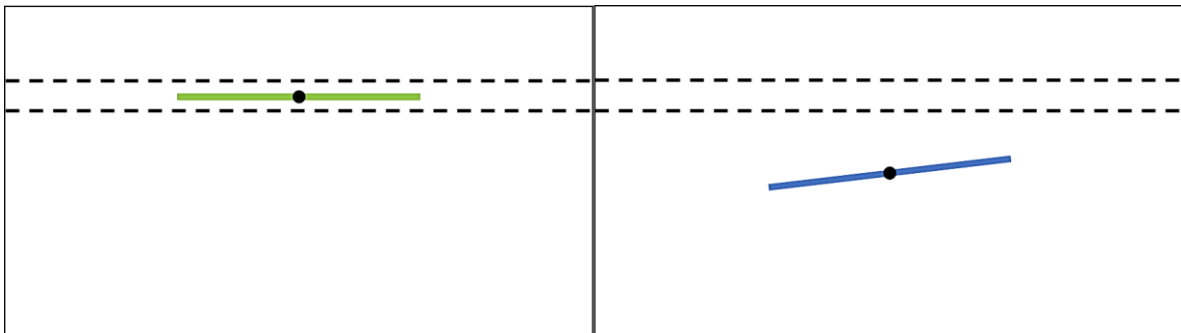


Fonte - Autor

5.3.5 Jogo 4

A quarta atividade escolhida para aplicação nos experimentos, assim como a anterior, utiliza apenas o instrumento bimanual que permanece fixo na mesa e a única interação do usuário é com as manoplas. Da mesma forma que o Jogo 3, o objetivo dessa tarefa é controlar a altura e alinhamento da barra através da preensão das manoplas de forma que ela se mantenha dentro dos limites das retas tracejadas e o mais estável possível durante o tempo de 15 segundos, sendo que a cor verde significa que a barra está na posição correta, caso contrário, sua cor se mantém azul. O ciclo se repete por 3 vezes com um intervalo de descanso de 5 segundos entre eles. Esse exercício pretende induzir a fadiga muscular e, conseqüentemente, avaliar a estabilidade motora dos membros direito e esquerdo, o tempo de resposta e o grau de acerto do usuário ao longo das repetições.

Figura 32 - Imagens do Jogo 4



Fonte - Autor

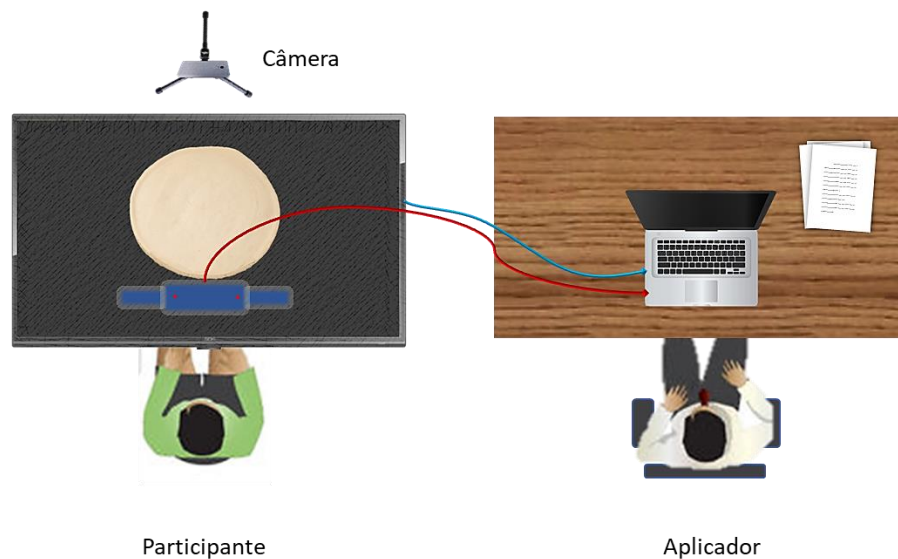
5.4 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE DADOS

5.4.1 Aplicação do Experimento

A Figura 33 ilustra o ambiente de aplicação do experimento, CAAE 97984718.6.0000.5504, com parecer n° 2.896.635 aprovado pelo CEP. O voluntário senta-se em uma cadeira com altura regulável de frente para a mesa que contém o sistema desenvolvido e é instruído pelo aplicador sobre o todo procedimento e apresentado o documento formal de participação no estudo, o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), que possui

todos os esclarecimentos sobre a pesquisa e implicações para o participante e deve ser assinado em duas vias. Uma câmera acoplada a um tripé para filmagem dos exercícios permanece de frente para o participante de modo a enquadrar apenas a imagem dos seus braços e mãos na mesa. O aplicador permanece na mesa ao lado com o computador responsável pela reprodução dos jogos e gravação dos dados do experimento.

Figura 33 - Ilustração do experimento aplicado com participantes saudáveis



Fonte - Autor

Participaram da pesquisa um total de 36 voluntários saudáveis, entre homens e mulheres com idades variadas acima de 18 anos que frequentam comumente as dependências do local do experimento, neste caso a Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Foi aplicado um questionário de perfil (Apêndice A) de modo a coletar informações como idade, sexo, ocupação, hobby manual, atividade física e avaliação do índice de lateralidade, este último baseado em uma pesquisa de dominância de mão adaptada da escala de Edinburgh e que pode ser acessada através do site <http://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php>; os índices dessa medida são inteiros que variam de -10 a 10; o valor negativo caracteriza um participante canhoto, já o positivo, um destro e quanto maior o valor absoluto, maior a lateralização do participante, assim o valor 0 (intermediário) está relacionado a um indivíduo ambidestro, vide Tabela 1.

Tabela 1 - Relação entre o índice de lateralidade e correspondente decil

Índice de Lateralidade (IL)	Decil
IL = -100	10° esquerda
-100 ≤ IL < -92	9° esquerda
-92 ≤ IL < -90	8° esquerda
-90 ≤ IL < -87	7° esquerda
-87 ≤ IL < -83	6° esquerda
-83 ≤ IL < -76	5° esquerda
-76 ≤ IL < -66	4° esquerda
-66 ≤ IL < -54	3° esquerda
-54 ≤ IL < -42	2° esquerda
-42 ≤ IL < -28	1° esquerda
-28 ≤ IL < 48	Intermediário
48 ≤ IL < 60	1° direita
60 ≤ IL < 68	2° direita
68 ≤ IL < 74	3° direita
74 ≤ IL < 80	4° direita
80 ≤ IL < 84	5° direita
84 ≤ IL < 88	6° direita
88 ≤ IL < 92	7° direita
92 ≤ IL < 95	8° direita
95 ≤ IL < 100	9° direita
IL = 100	10° direita

Fonte – Adaptado de <http://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php>

A força de prensão das mãos direita e esquerda também foram medidas com um dinamômetro por 3 vezes para, assim, estabelecer uma média que é usada como entradas de referência para os jogos 3 e 4. Finalmente, as atividades com o sistema foram iniciadas com instruções fornecidas pelo aplicador previamente à execução de cada jogo na sequência 1, 2, 3 e 4.

A Tabela 2 e a Tabela 3 a seguir apresentam um resumo das características da amostra. Para maiores detalhes, o Apêndice B apresenta as informações clínicas completas provenientes da aplicação do questionário de perfil de cada participante, inclusive as atividades físicas e hobbies específicos de cada um.

Tabela 2 - Características da amostra do experimento – Parte 1

Características	n	%
Sexo		
Masculino	30	83%
Feminino	6	17%
Faixa Etária		
Até 20 anos	5	14%
21 a 30 anos	24	67%

31 a 40 anos	4	11%
41 a 50 anos	1	3%
51 a 60 anos	2	6%
Decil do IL		
0	1	3%
2	7	19%
3	5	14%
4	1	3%
5	9	25%
6	3	8%
7	6	17%
9	1	3%
10	3	8%
Possui hobbie manual?		
Sim	23	64%
Não	13	36%
Pratica atividade física?		
Sim	32	89%
Não	4	11%

Fonte - Autor

Tabela 3 - Características da amostra do experimento - Parte 2

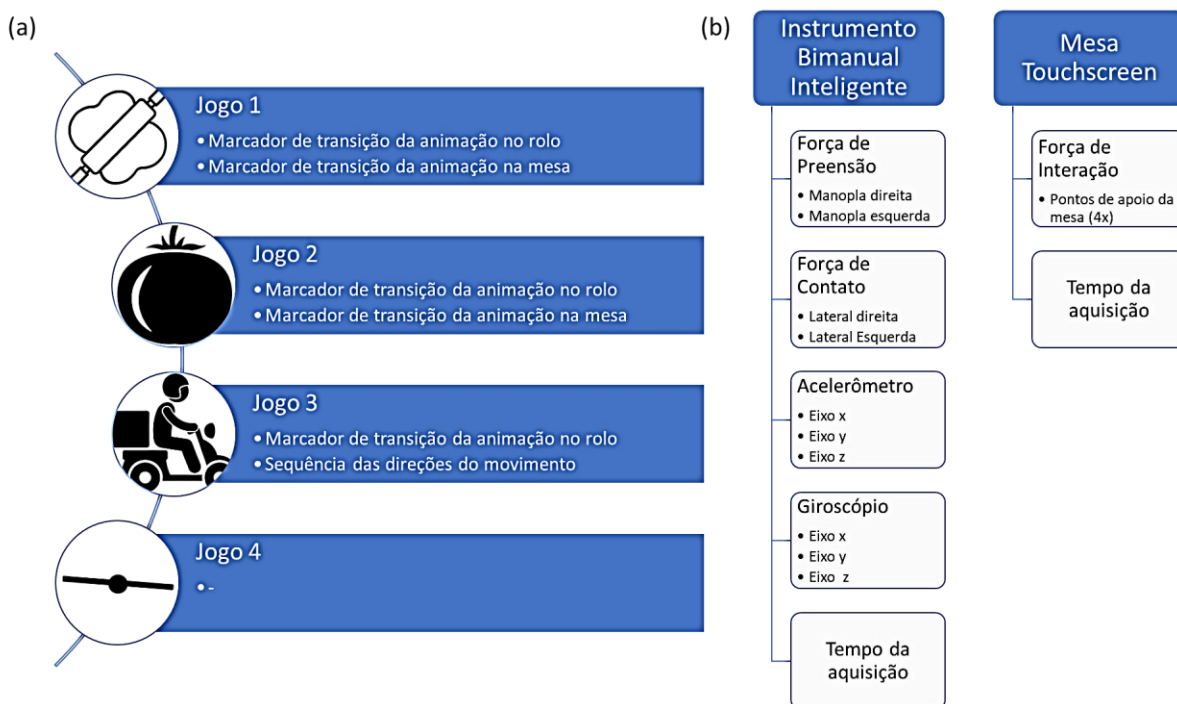
Características	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	27,08	9,35
Decil do IL	4,92	2,55
Força Média (kg) - Feminino		
Mão esquerda	23,93	4,05
Mão direita	26,48	5,86
Força Média (kg) - Masculino		
Mão esquerda	40,49	8,14
Mão direita	43,29	8,06

Fonte - Autor

5.4.2 Aplicação do Processamento de Sinais

Ao todo, o instrumento bimanual inteligente (rolo) é responsável por fornecer 11 medidas e a mesa interativa, 5, detalhadas de acordo com a Figura 34. Os jogos também retornam alguns status que são salvos em arquivos de modo a auxiliar a análise dos dados.

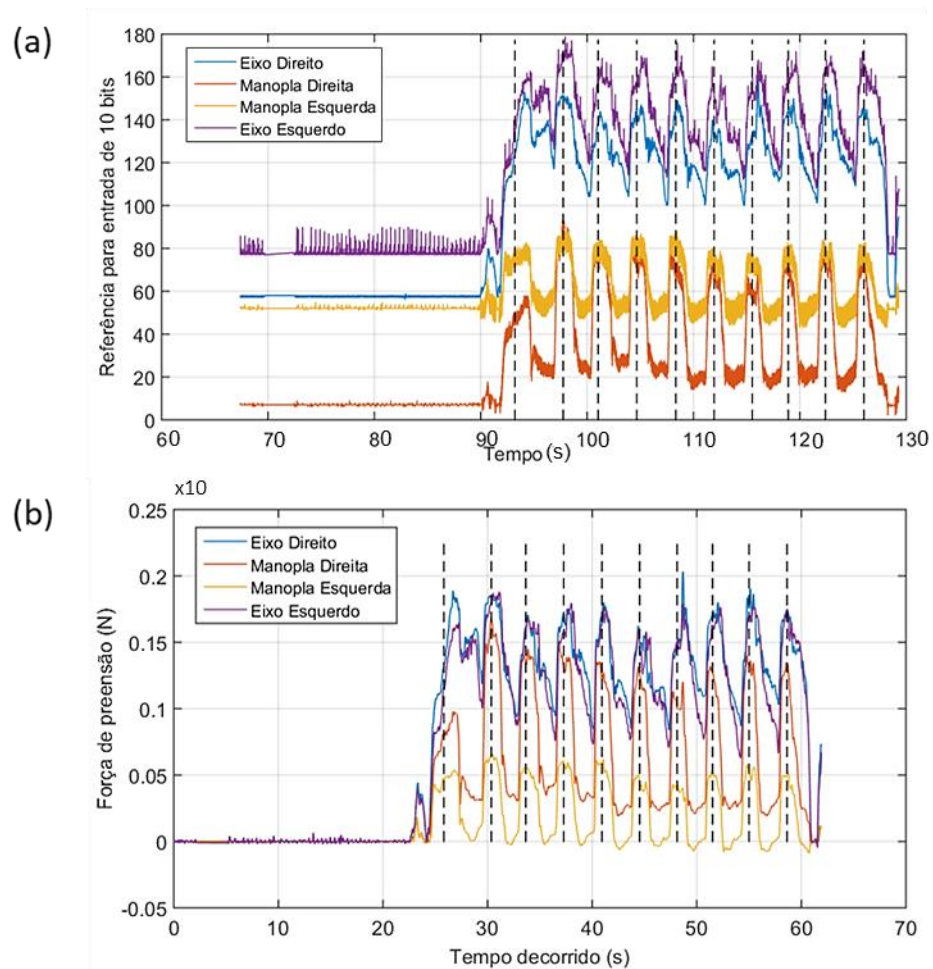
Figura 34 - Dados salvos durante o experimento: (a) informações providas pelo jogo e (b) medidas dos equipamentos mecatrônicos



Fonte - Autor

Após o experimento, devido ao grande volume de dados e aspectos de abordagem para análise, optou-se por trabalhar primeiramente e exclusivamente com os sinais de força que receberam 3 tipos de tratamento antes de serem, de fato, avaliados e correlacionados com os demais parâmetros: o ajuste de *offset*, a exclusão de medidas atípicas (*outliers*) causadas por falhas na aquisição e por fim, a conversão das unidades de medidas e utilização de um filtro Butterworth passa-baixo para atenuação dos ruídos do sistema e seleção da zona de frequência de interesse, neste caso menor que 10 Hz já que os movimentos humanos variam entre 0 a 2 Hz de oscilação (ELBLE; MCNAMES, 2016) e os tremores intrínsecos estão entre 2 a 5 Hz (DEUSCHL et al., 1998). A Figura 35 mostra a diferença da qualidade dos sinais pré e pós tratamento.

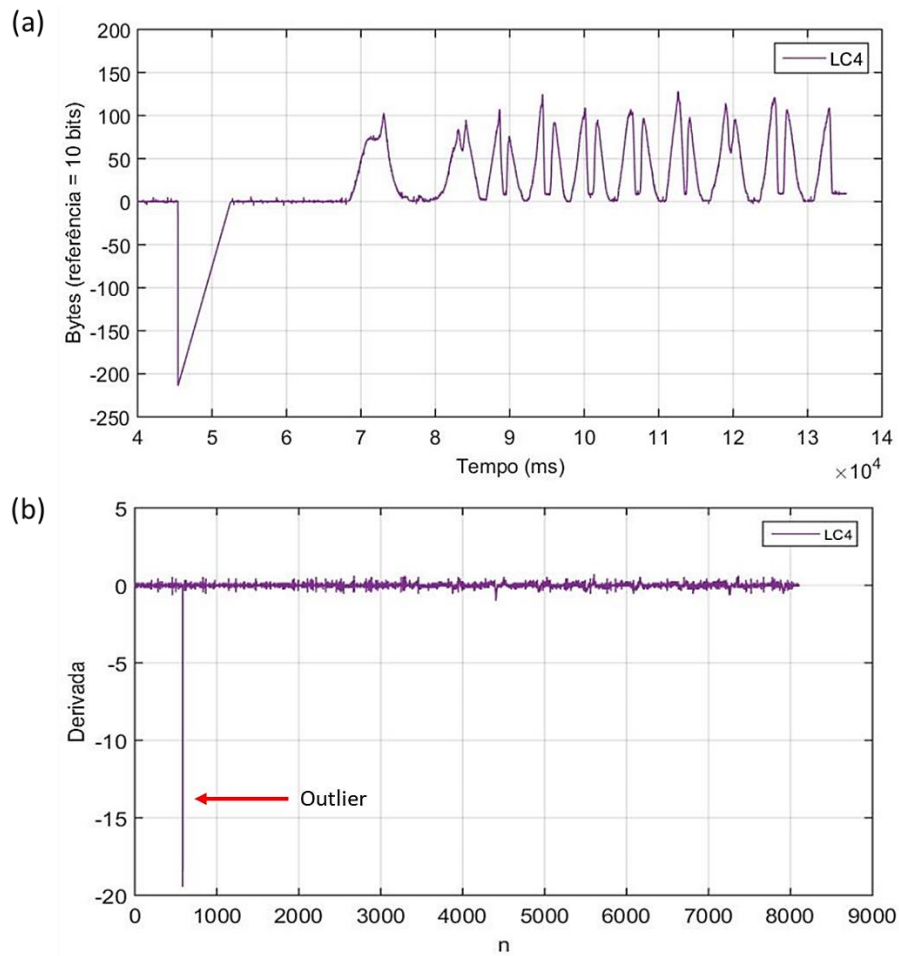
Figura 35 - Leituras das forças pelo Instrumento Bimanual no Jogo 1 de um participante aleatório: (a) sem tratamento e (b) pós tratamento dos sinais



Fonte - Autor

No gráfico (a) da Figura 35 percebe-se o deslocamento entre as medidas de força causado pela pré-carga das peças do instrumento no sensor e demais interferências na sensibilidade, assim é necessário corrigir essa diferença implementando no programa uma espécie de tara para alinhamento das medidas em referência ao ponto inicial zero. Os *outliers* foram detectados aplicando a função gradiente no sinal e apresentam valores bastante destoantes das demais medidas e facilmente identificáveis como pode ser observado por ambos os gráficos do exemplo da Figura 36. Entretanto, essas falhas de medida podem se ocultar dentre as variações do sinal quando observada apenas a sua assinatura, portanto, a análise da derivada auxilia na detecção desses pontos ao definir um valor limite absoluto de alteração da medida.

Figura 36 – Exemplo de (a) sinal da célula de carga 4 da mesa e (b) correspondente gradiente para detecção de *outliers*



Fonte - Autor

Antes de determinar o filtro a ser utilizado, foi aplicada a Transforma rápida de Fourier (FFT) ao sinal das forças medidas pelo rolo de modo a analisar as frequências que o compõem. Assim, verificou-se que os sinais com até 5 Hz são os que possuem maiores amplitudes, o que corresponde à maior densidade de atuação no movimento e principal foco do estudo. Portanto, as frequências mais altas foram desconsideradas ao utilizar um filtro Butterworth passa-baixo com frequência de corte de 10 Hz.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A seguir são apresentados os principais resultados obtidos durante a análise dos sinais de força de acordo com a atividade de cada jogo, as assinaturas dos movimentos, observações características da aprendizagem motora além de correlações entre as informações dos perfis dos participantes.

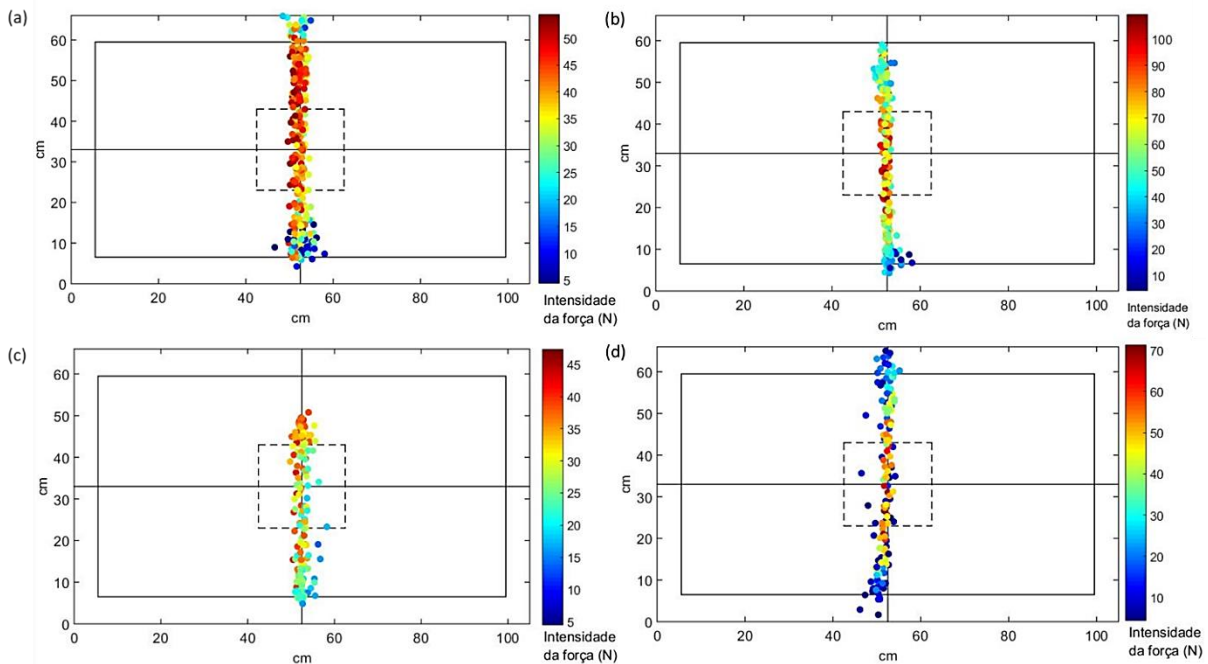
6.1 AVALIAÇÃO DO JOGO 1

A ideia central do Jogo 1 foi aplicar um exercício de forma a promover a realização de um movimento básico utilizando o instrumento bimanual, a flexão e extensão dos braços na direção retilínea perpendicular ao participante, para assim analisar o perfil do sinal obtido e as fases correspondentes ao movimento. Foram selecionados 4 participantes para demonstrar com maior detalhe as características observadas.

A partir das leituras dos sensores presentes na mesa é possível examinar a amplitude de extensão máxima e a dispersão das forças em relação ao alcance durante o movimento, como apresenta a Figura 37, e pode-se dizer que as propriedades são particulares a cada participante.

Manter o tronco ereto e encostado à cadeira, o instrumento sempre em contato com a mesa e simular a abertura da massa realizando movimentos retos são as únicas instruções que os voluntários do experimento recebem nesta tarefa, portanto adotam diferentes estratégias em relação às forças e abordagem. O participante com o identificador (ID) de número 11, por exemplo, aplica forças mais intensas durante quase todo o percurso, já os de ID 13 e 33 concentram as maiores forças no centro da mesa correspondente ao local da imagem da massa.

Figura 37 - Dispersão das forças na mesa durante o Jogo 1: participante (a) ID 11, (c) ID 13, (c) ID 31 e (d) ID 33. As bordas externas do gráfico são os limites do sistema enquanto a moldura representa os limites da televisão e o quadrado tracejado é a área correspondente à interação com a imagem da massa



Fonte - Autor

A magnitude da força também é individual para cada participante, alguns realizam maior força nas manoplas do que nos eixos ou vice-versa, outros apresentam maior diferença de força entre o membro direito e esquerdo enquanto que demais possuem um acoplamento quase harmônico.

Analisando com maior detalhe os perfis das forças dos participantes, é possível verificar a presença de duas principais estratégias de movimento. A Figura 38 e a Figura 39 reúnem os gráficos dos sinais obtidos pelo instrumento bimanual agrupados de acordo com o tipo de força aplicada (preensão que corresponde às manoplas ou pressão que corresponde aos eixos laterais do corpo do equipamento) e internamente separados por marcadores que determinam o momento em que ocorre a animação de expansão da massa no jogo. O movimento dos participantes correspondentes à Figura 38 são caracterizados por apresentarem dois grandes picos principais facilmente distinguíveis pela sua amplitude, largura e espaçamento bem definidos visualmente durante uma oscilação completa no jogo, enquanto que aqueles da Figura 39 apresentam somente uma única onda principal.

Figura 38 - Sinais das forças aplicadas ao Instrumento Bimanual dos participantes (a) ID 11 e (b) ID 13

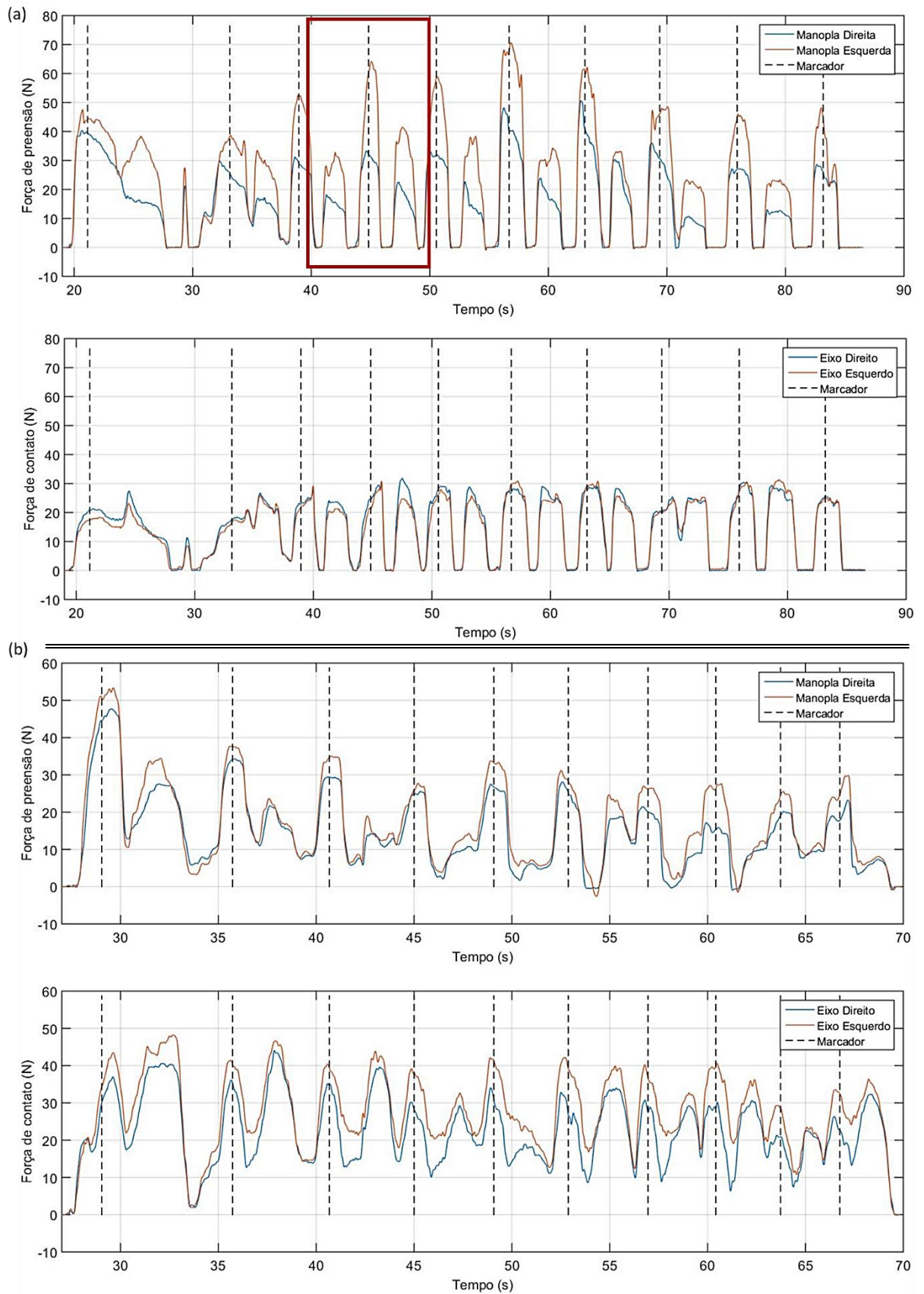
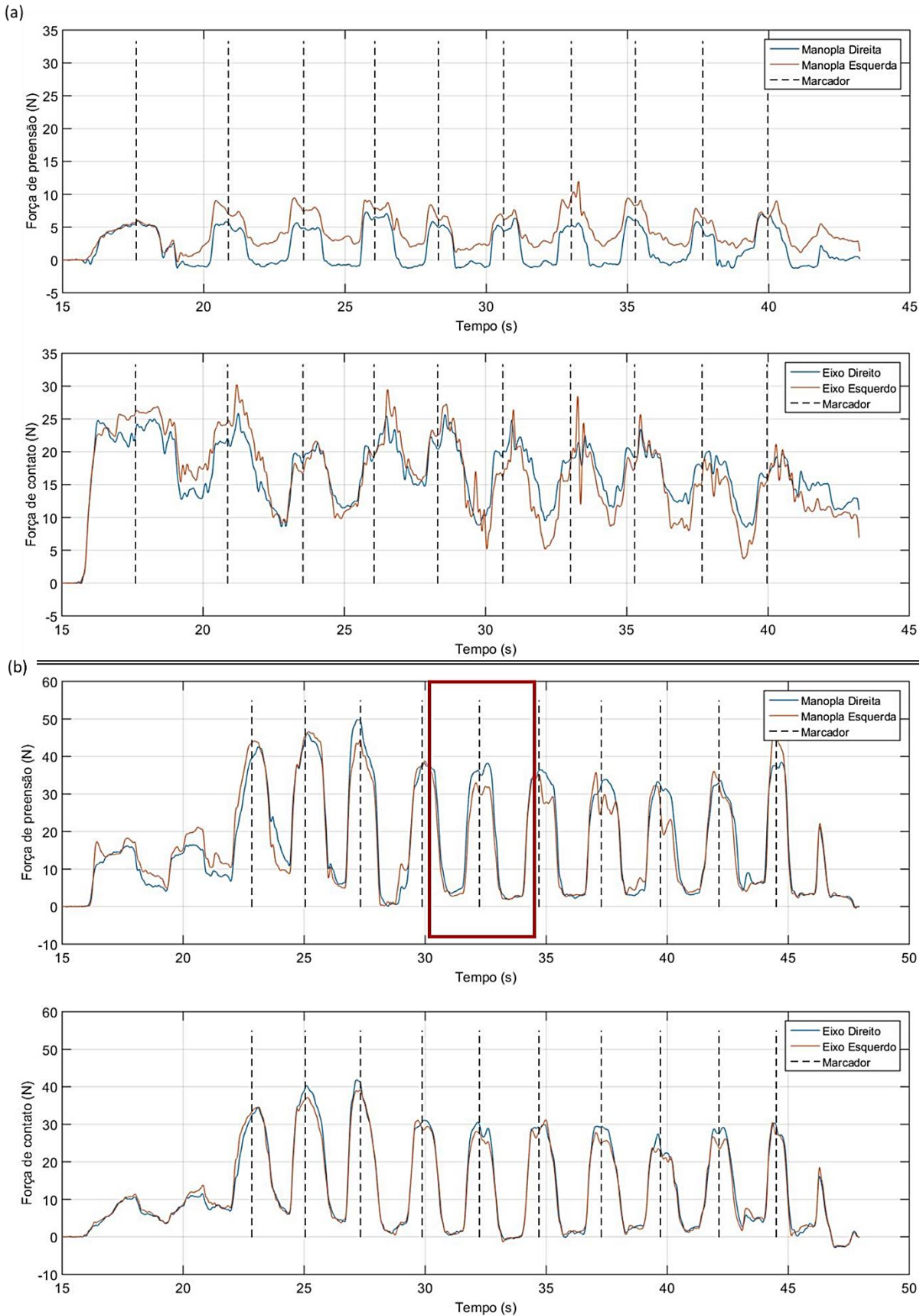
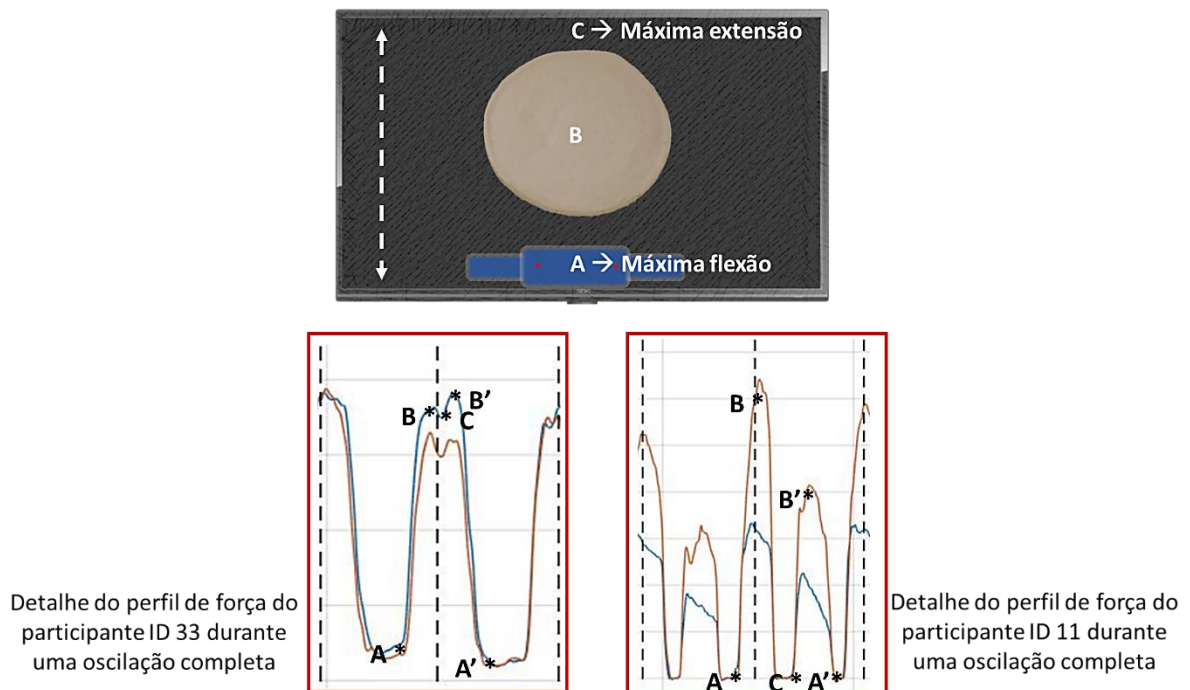


Figura 39 - Sinais das forças aplicadas ao Instrumento Bimanual dos participantes (a) ID 31 e (b) ID 33



A oscilação completa do movimento é constituída pela extensão até máxima amplitude e flexão até retorno ao ponto inicial, ou seja, pela ilustração da mesa na Figura 40, o participante deve apresentar a sequência ABCB'A', sendo que o ponto B (somente de ida) é onde ocorre a interação que ativa a animação e retorna o marcador nos gráficos de perfil de força. Considerando esses pontos de interesse, a janela destacada em vermelho nos gráfico (a) da Figura 38 e no gráfico (b) da Figura 39 foram utilizadas como exemplo para determinação das correspondentes etapas para as diferentes estratégias abordadas. Embora o exercício do jogo seja contínuo, o perfil de força do participante 11 é mais intervalado, pois há uma significativa redução da sua intensidade de preensão no momento de retorno (CB'A'), caracterizando duas ondas de meia oscilação o que também implica na facilidade de detecção das etapas, já o participante 33 aplica a força de forma mais regular a ponto de camuflar a fase C o que pode indicar que tal assinatura representa a fusão das ondas de meia oscilação. Os perfis de força dos participantes variam entre esses dois casos extremos apresentados.

Figura 40 - Etapas do movimento no Jogo 1

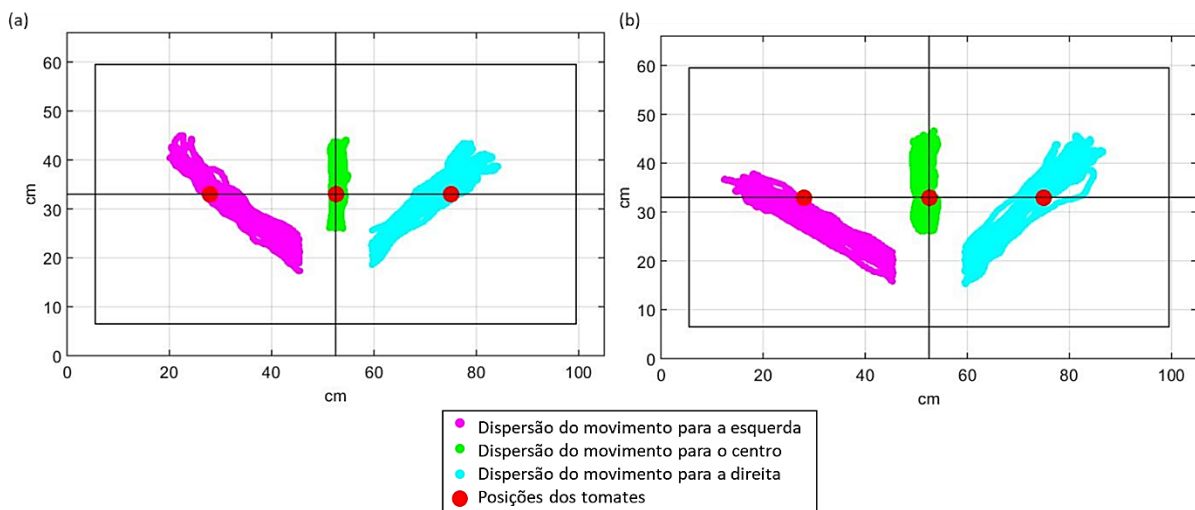


Fonte - Autor

6.2 AVALIAÇÃO DO JOGO 2

Pode-se dizer que o segundo exercício é uma evolução do seu anterior, pois o movimento fundamental permanece o mesmo (flexão e extensão dos braços), mas o objetivo de amassar os tomates que aparecem em diferentes posições da mesa incrementa a complexidade da tarefa. O grande diferencial desta atividade está na possibilidade de realizar comparações entre as laterais direita e esquerda do membro superior e avaliar a influência do grau de dominância de mão (respectivo índice de lateralização) dos participantes. A Figura 41 apresenta, como exemplo, os gráficos de dispersão dos movimentos de dois voluntários nos quais é possível perceber o traçado acumulado ao longo das 10 repetições de oscilação para cada direção: esquerda, centro e direita. Aplicando o método de regressão linear nesses conjuntos de pontos, foram obtidas as retas de ajuste que melhor representam as medidas laterais assim como os respectivos valores da Raiz do Erro Quadrático Médio (RMSE), comumente utilizada para aferir a qualidade do ajuste de um modelo, sendo uma medida análoga ao desvio padrão. Os resultados apontam que a variação dos pontos para a esquerda é em média 3,5 vezes maior do que para a direita, o que condiz com o fato de todos os participantes serem destros e possuírem maior precisão no movimento lateral correspondente.

Figura 41 - Dispersão dos movimentos no Jogo 2 para os participantes (a) ID 20 e (b) ID 15

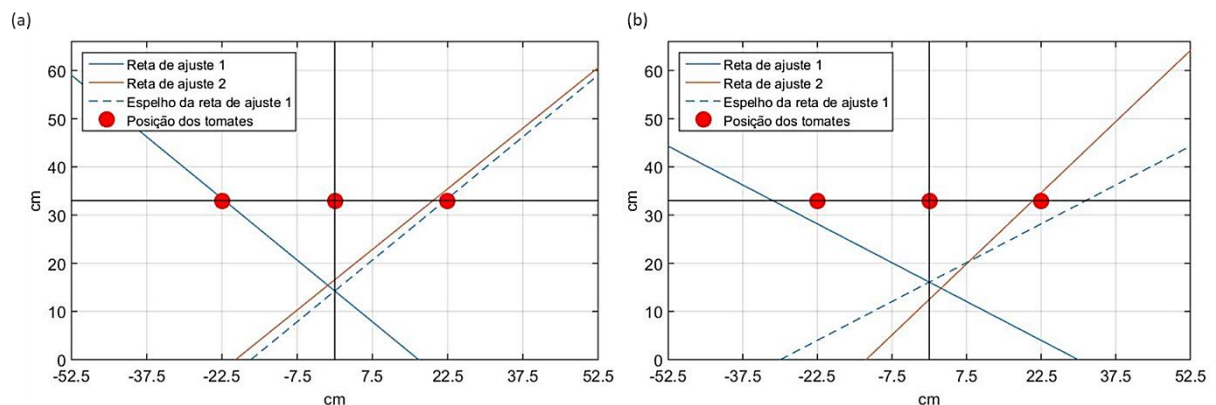


Fonte - Autor

Outra característica analisada a partir das retas de ajuste foi a simetria, ou seja, a qualidade de reflexão do movimento, como pode ser observado nos gráficos da Figura 42, em

que a reta de ajuste 1 (esquerda) foi espelhada em relação ao centro da mesa. O participante 20 demonstra uma equivalência bem alta entre os trajetos direito e esquerdo, enquanto que as retas do participante 15 apresentam inclinações bastante distintas. O grau de correspondência entre as retas foi calculado através do coeficiente de determinação R^2 , entretanto não foi possível estabelecer uma correlação que possa explicar as diferenças de simetria entre os indivíduos que participaram da pesquisa. A tabela presente no Apêndice C contém as informações utilizadas nas análises anteriores que consideraram os dados provenientes dos sensores da mesa.

Figura 42 - Retas de ajuste das dispersões laterais e simetria do movimento para os participantes (a) ID 20 e (b) ID 15



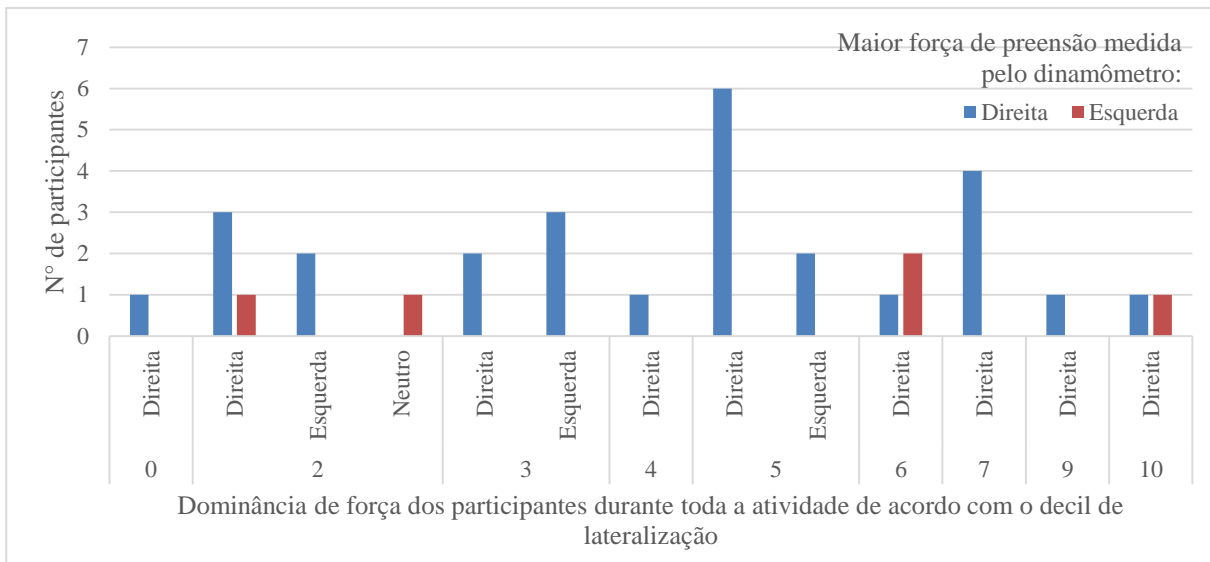
Fonte - Autor

As forças atuantes no instrumento bimanual também foram avaliadas de modo a verificar a influência da lateralização comparando a mão com maior força de preensão, determinada no início do experimento com auxílio de um dinamômetro, com o membro dominante específico de cada repetição de oscilação em relação a atividade como um todo (Figura 43), assim como para cada direção do movimento (Figura 44). A dominância medida pelo rolo foi determinada pela média da prevalência das forças laterais, ou seja, se numa determinada repetição do movimento a soma das forças da manopla direita foi maior que da esquerda, a dominância de força de preensão para aquela oscilação foi da mão direita. O caso neutro também pode ocorrer se a média das intensidades for igual a zero.

Pelos resultados obtidos, não houve nenhuma correlação suficientemente significativa que aponte para a interferência da lateralização. Um total de 38% dos participantes não apresentou a mesma correspondência de mão dominante em relação à força de preensão medida pelo dinamômetro e pelas manoplas do rolo. Ademais, foi calculado o coeficiente de variação das forças respectivas às manoplas direita e esquerda e às direções de oscilação a fim de se

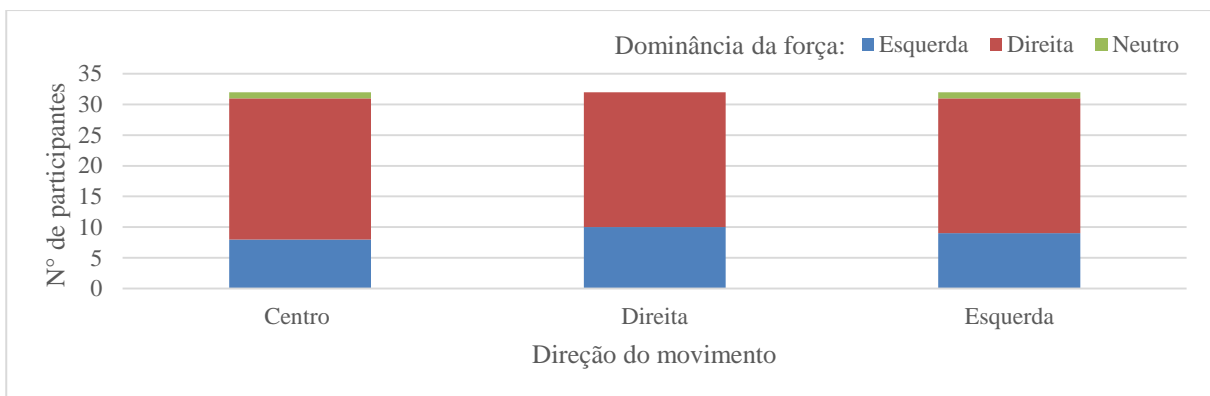
verificar se a diferença de intensidade no aperto se mantinha regular para alguma das condições, entretanto não foi encontrado um padrão e houve elevada variabilidade entre os resultados, indicando que os parâmetros de lateralização e intensidade máxima de aperto não influenciaram o comportamento das forças durante a tarefa.

Figura 43 - Avaliação da influência da lateralização e dominância de mão durante o Jogo 2



Fonte – Autor

Figura 44 - Distribuição da dominância da força de preensão medida durante o Jogo 2 em relação à direção de oscilação



Fonte – Autor

Os dados utilizados na análise das medidas do instrumento bimanual para este caso podem ser encontrados no Apêndice D.

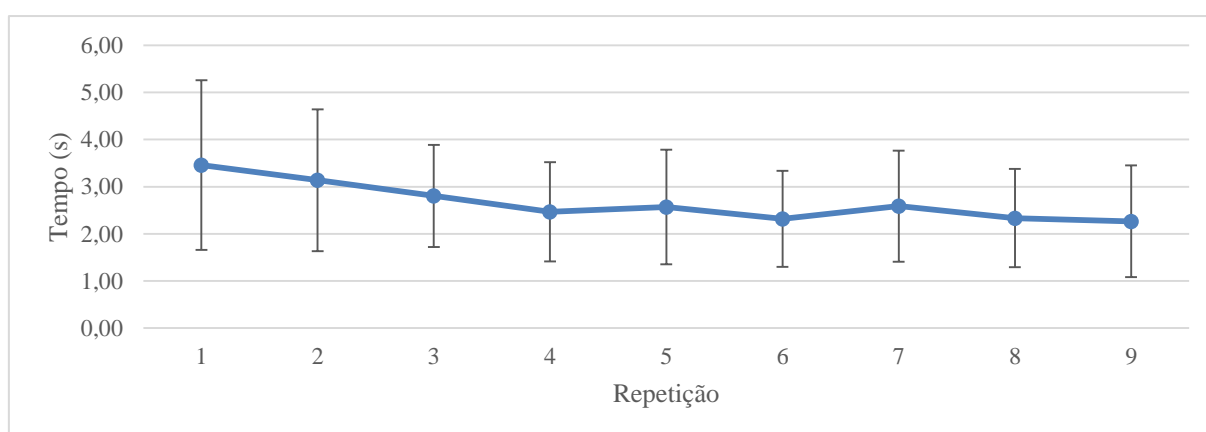
6.3 AVALIAÇÃO DO JOGO 3

As atividades anteriores tiveram como foco principal o movimento de flexão e extensão dos braços para avaliação da coordenação cooperativa, enquanto que os jogos 3 e 4 concentram-se na interação das forças bimanuais e, portanto, as análises se reúnem em torno da força de preensão.

O objetivo do jogo demandava que o usuário alinhasse uma ponte dentro de um limite especificado por duas retas tracejadas para que um entregador de pizza conseguisse atravessar uma fenda não sendo necessário manter a ponte elevada no momento da travessia, portanto durante a animação, o participante poderia aliviar a tensão aplicada e aguardar a próxima repetição.

O ciclo do jogo se repete por 10 vezes para que seja possível observar evoluções ao longo da tarefa e a mais imediata dessas características é o tempo gasto para concluir cada repetição. A Figura 45 apresenta as médias envolvendo todos os participantes que de maneira geral apresentam uma redução significativa do tempo para atingir o objetivo, assim, pode-se dizer que a velocidade da execução aumentou em cerca de 53% desde o início até o fim da atividade sendo uma consequência da aprendizagem motora, mais especificamente da fase de acuidade, ou seja, a melhora na eficiência.

Figura 45 - Tempo médio das repetições entre todos os participantes



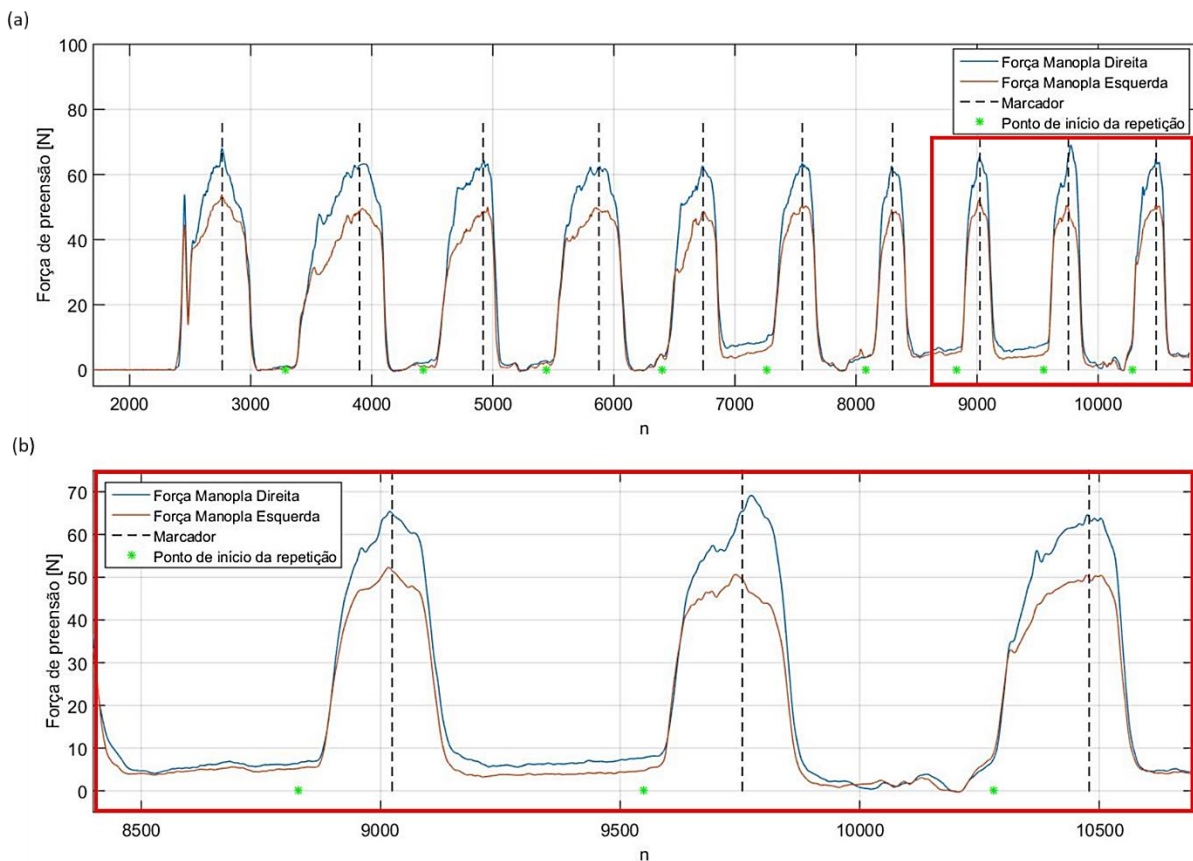
Fonte - Autor

A investigação meticulosa dos perfis de força individuais dos voluntários revelou três tendências principais de comportamento que foram classificadas como estratégias de

abordagem no jogo, isso significa que os participantes foram classificados em 3 grupos (Estratégia 1, 2 ou 3) de acordo com algumas características do padrão de aplicação de força.

O critério de inclusão da Estratégia 1 considerou o acoplamento das forças de preensão da mão esquerda e direita durante a maior parte do trajeto de elevação da ponte, ou seja, o sinal de ambas as manoplas permanecem sobrepostos ou apresentam uma diferença muito pequena de magnitude durante o aperto e apenas se separam quase no fim da medida máxima da altura alvo para fins de ajuste da proporção da força. A Figura 46 exibe como exemplo o gráfico do sinal de força do participante 15, classificado para o grupo 1, durante toda a atividade e mais além o detalhe aproximado das últimas 3 repetições para melhor visualização das características comentadas.

Figura 46 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 1 (ID 15): (a) gráfico completo das repetições e (b) gráfico aumentado para as repetições 8, 9 e 10

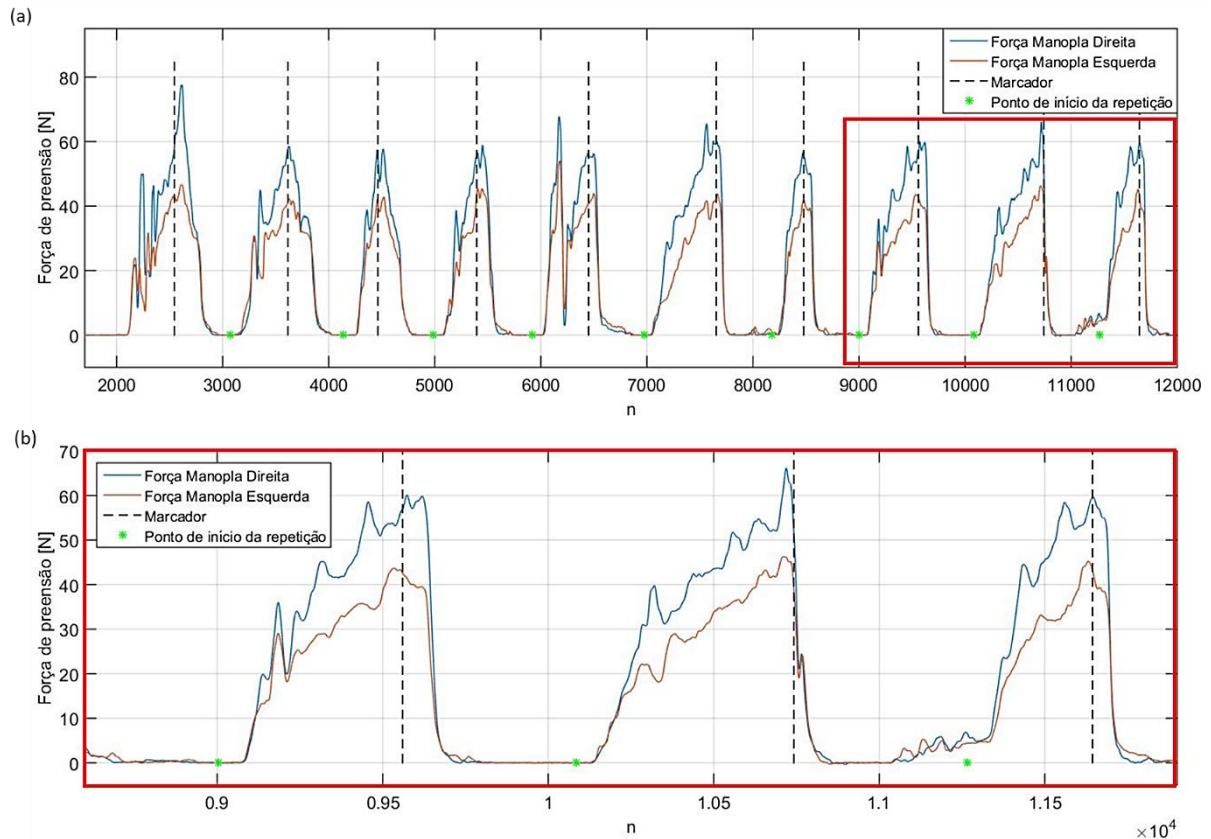


Fonte - Autor

Já a Estratégia 2 englobou os participantes que não apresentaram um padrão bem definido pelo acoplamento das forças e seus perfis normalmente compreendem maiores amplitudes de oscilação da força desde muito próximo do ponto de início das repetições, sugerindo que o voluntário tenta encontrar a posição correta e manter a ponte alinhada desde o

início de cada ciclo. A Figura 47 contém os gráficos (total e parcial das forças) do participante 35 como modelo de exemplificação do grupo correspondente.

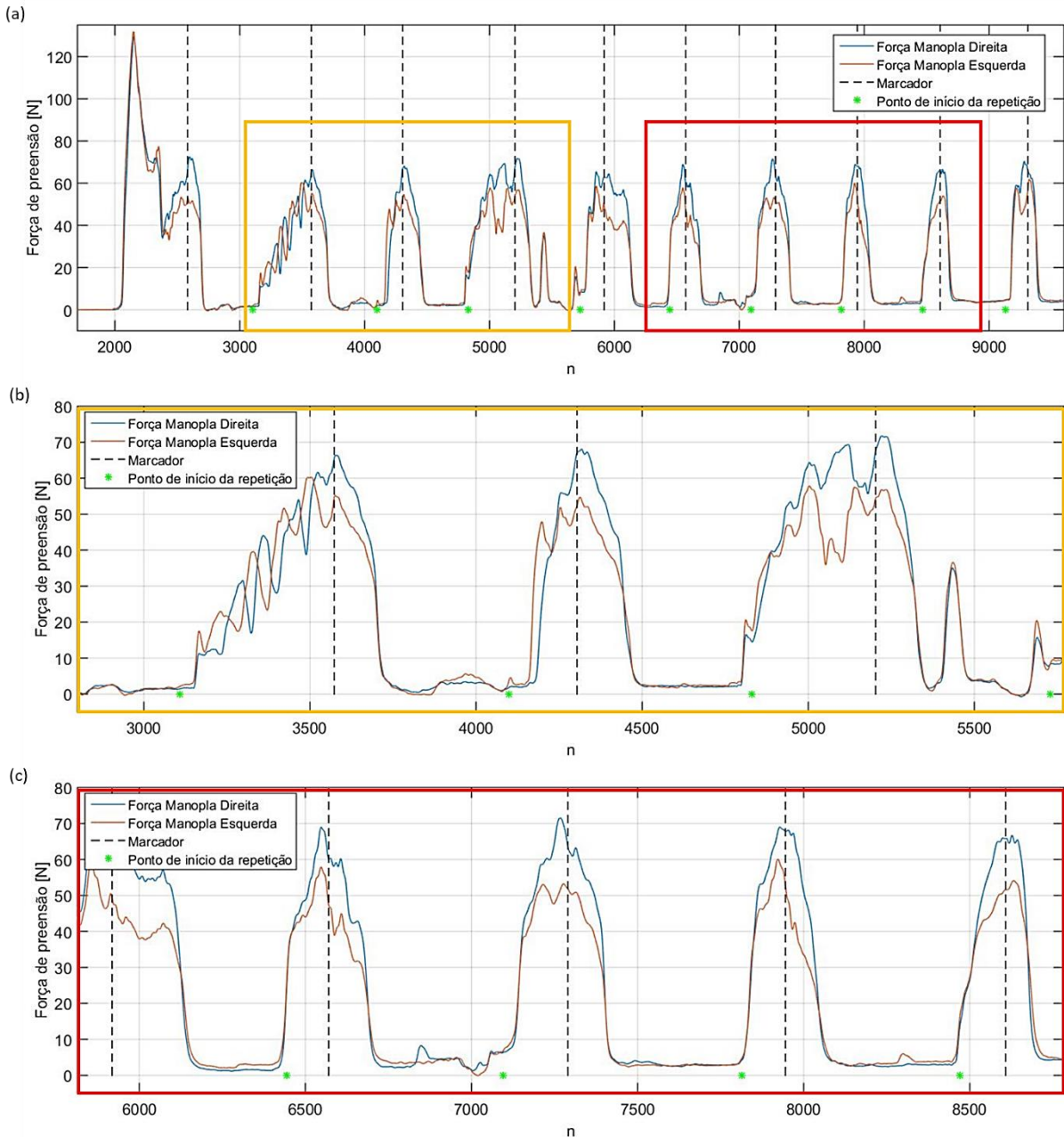
Figura 47 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 2 (ID 35): (a) gráfico completo das repetições e (b) gráfico aumentado para as repetições 8, 9 e 10



Fonte - Autor

Por último, a Estratégia 3 apresenta o aspecto mais singular resultante da combinação dos grupos anteriores no qual observa-se a transição da Estratégia 2 para a Estratégia 1 no decorrer da atividade completa. A Figura 48 que contém o gráfico do perfil de força do participante 6 exemplifica esse acontecimento; os sinais com destaque em amarelo apresentam padrões típicos do grupo 2, enquanto que aqueles no quadro com destaque em vermelho se assimilam à abordagem de um representante do grupo 1. Pelo gráfico (a) que exibe a visão geral das respostas, é possível notar a evolução da modificação da estratégia ao longo das repetições que provavelmente se justifica pela questão da acuidade, ou seja, o usuário percebe que adotando outra técnica, ele é capaz de melhorar a qualidade de sua execução, assim ao invés de dedicar o esforço de equilibrar a ponte ao longo de todo o caminho até o alvo, o ajuste concentra-se apenas próximo ao ponto de interesse.

Figura 48 - Exemplo do perfil de sinal de força da Estratégia 3 (ID 6): (a) gráfico completo das repetições, (b) gráfico aumentado para as repetições 2, 3 e 4 e (c) gráfico aumentado para as repetições 6, 7, 8 e 9



Fonte – Autor

A Tabela 4 apresenta a classificação da estratégia em relação aos resultados dos cálculos dos tempos médios do ciclo da tarefa, representado pelo intervalo entre o ponto de início da repetição e o marcador correspondente da fase, assim como o percentual de participantes selecionados em cada grupo. Percebe-se que os representantes do grupo 1 possuem o menor tempo de execução, seguido do grupo 3 e, por fim, o grupo 2, sendo que a maior parcela dos

voluntários se enquadraram na primeira estratégia. Esses resultados seguem que a aplicação homogênea de preensão nas manoplas é mais intuitiva e natural e que o esforço para manter a proporção entre as forças máximas de cada mão é maior.

Tabela 4 – Frequência dos participantes e respectivos tempos médios de repetição da tarefa de acordo com a estratégia adotada

Classificação da Estratégia	Média de tempo da repetição (s)	Porcentagem de participantes
1	2,37	52%
2	3,27	29%
3	2,51	19%

Fonte – Autor

As oscilações da força mensuradas pela quantidade de picos durante o exercício podem ser um parâmetro para avaliar o esforço de ajuste da ponte para cada participante, assim como verificar a influência da lateralização sobre esse esforço sob a hipótese de existir uma mão responsável pelo ajuste fino e outra pela sustentação. A análise apontou que, em média, a força apresenta 4 pontos de picos durante a execução da tarefa para ambas as manoplas e desvio padrão de 2,3 e 2,4 para a esquerda e direita, respectivamente; a Tabela 5, que mostra a relação entre a porcentagem de participantes e a diferença de picos entre as laterais, corrobora com tal resultado, já que, além da variação máxima ser muito baixa (até dois picos), as oscilações equivalentes que resultam no valor igual a zero da diferença de picos apresentam a frequência majoritária dentre os voluntários (55%). Isso demonstra que ambas as mãos trabalham em equilíbrio para encontrar a posição correta do objeto e, portanto, não há uma dominância, contrariando a suposição anterior sobre a lateralização. Observou-se também que os indivíduos com idades acima de 50 anos (ID 14 e ID 16) apresentaram o maior número de oscilações que variaram numa média de 5 pontos a mais para a esquerda e 7 pontos a mais para a direita. Embora não haja significância estatística para afirmar, há o indício de que exista uma correlação entre a idade e o esforço de estabilização.

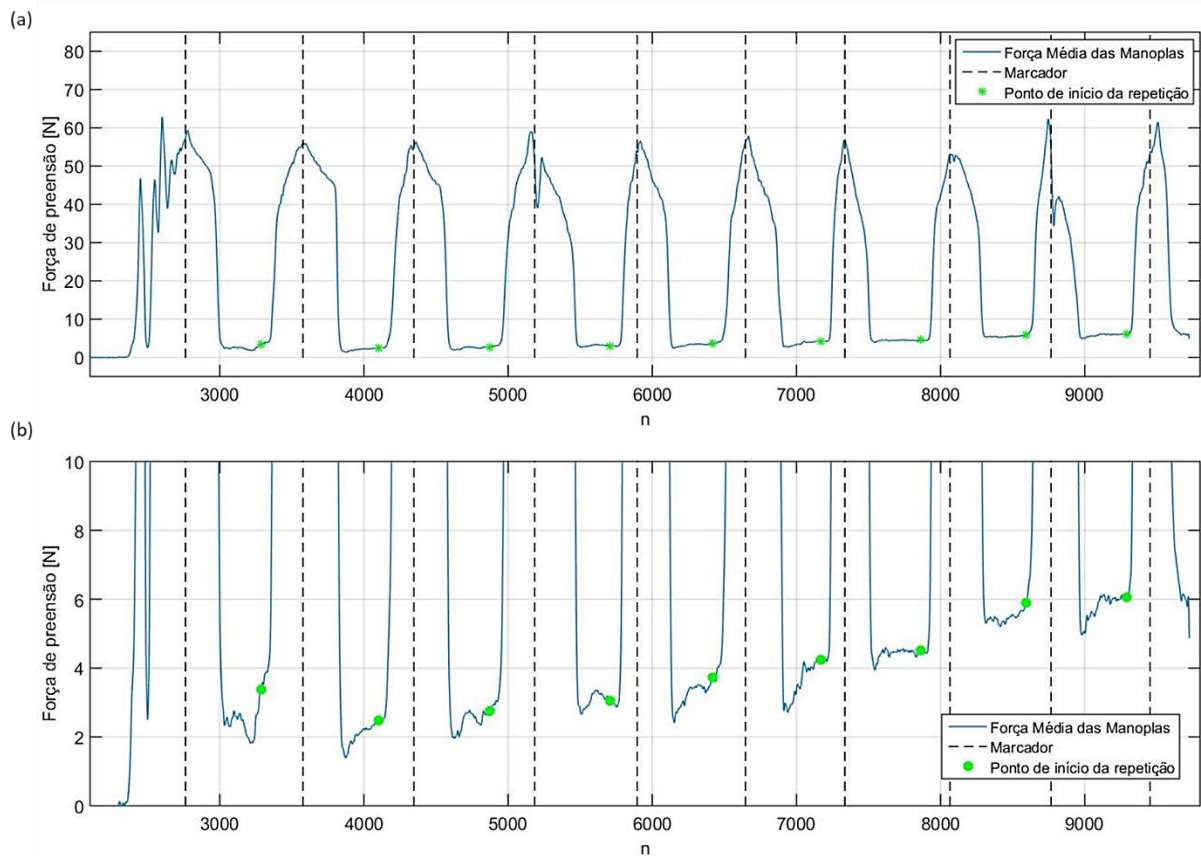
Tabela 5 – Avaliação da oscilação entre as forças de preensão

Diferença de picos de força entre a manopla esquerda e direita	Porcentagem de participantes
0	55%
1	35%
2	10%

Fonte - Autor

Outra característica que se destacou na análise da preensão durante a atividade foi o progresso da força de repouso relacionada ao período de espera entre os ciclos de execução no qual o usuário relaxa as mãos para aguardar a animação do jogo até o ponto de início da próxima repetição. Embora o participante seja orientado a reduzir a tensão durante as transições, as mãos se mantêm sobre as manoplas e os resultados das magnitudes das forças de repouso medidas para o ponto de início de cada repetição condiz com um fenômeno de antecipação da ação, já que seus valores apresentaram uma tendência de aumento. A Figura 49 mostra o gráfico do participante ID 2 que exemplifica o discorrido.

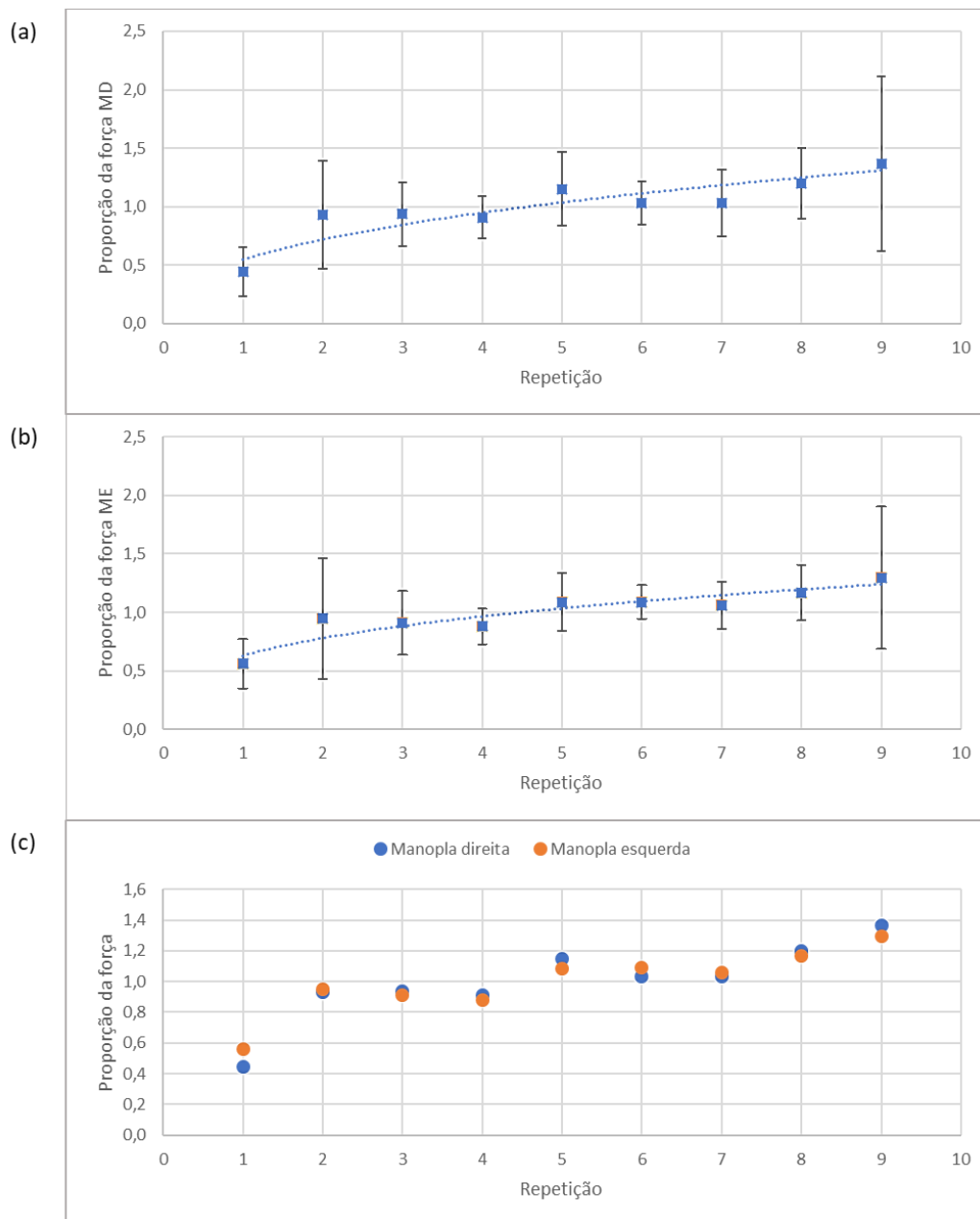
Figura 49 – (a) Perfil do sinal da força de prensão do participante ID 2 (b) com destaque para a característica de antecipação durante o repouso



Fonte - Autor

A média das forças de prensão no ponto de início de cada repetição foram calculadas para cada participante individualmente para obter um valor proporcional da força de repouso nas janelas da atividade (força de repouso da repetição “x” dividido pela força de repouso média). Assim, foram traçados os gráficos da Figura 50 que apresentam o resultado geral da média entre todos os participantes com os respectivos desvios em cada repetição no qual é possível perceber a tendência de crescimento dos pontos tanto para a manopla esquerda quanto para a direita. O gráfico (c) compara os valores das laterais e reflete um comportamento bastante sincronizado das forças certificando mais uma vez o fato de que a lateralização, assim como a força máxima de aperto não influenciam a ação da tarefa.

Figura 50 - Evolução da força de prensão média entre os participantes durante o intervalo entre as repetições e desvio padrão associado: (a) manopla direita, (b) manopla esquerda e (c) comparação entre as laterais



Fonte - Autor

Os dados utilizados nas análises do Jogo 3 podem ser consultados na tabela do Apêndice E para mais detalhes se necessário.

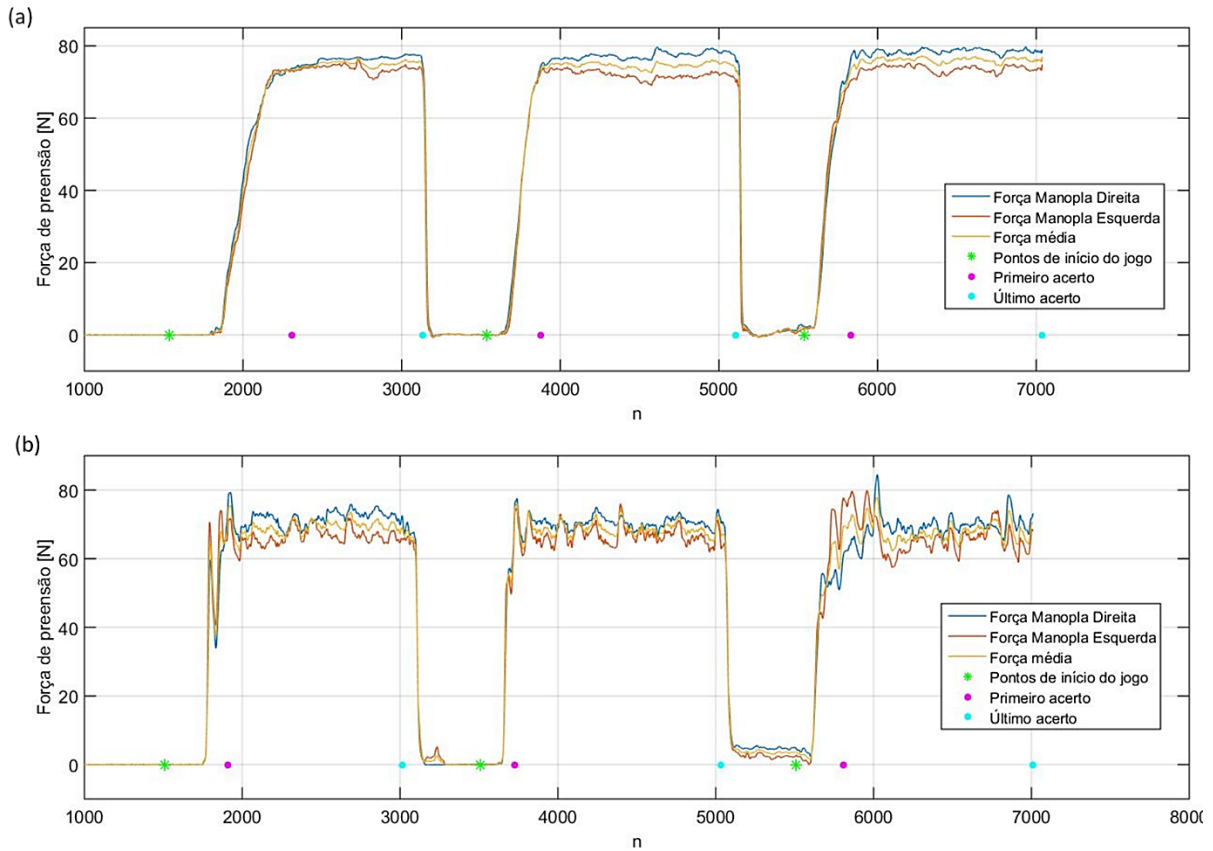
6.4 AVALIAÇÃO DO JOGO 4

O intuito desta atividade era induzir a fadiga muscular a fim de avaliar sua influência sobre a estabilidade do usuário em manter a força-alvo exibida pelo jogo que representava 1/6 da média das forças máximas de cada mão aferidas pelo dinamômetro digital. Assim como o Jogo 3, as laterais da barra eram controladas por cada manopla respectiva e possuíam um peso em relação à proporção máxima das forças de preensão, ou seja, se as medidas de maior intensidade de aperto de um participante eram 40 kg para a direita e 30 kg para a esquerda, a referência proporcional de equilíbrio seria igual a 1,33. Dessa maneira, supõe-se que o esforço realizado para aplicar a força seria o mesmo para ambos os membros.

O instrumento bimanual era o único responsável pela interação na atividade, já que não há a necessidade de deslocamento durante o exercício em questão. A Figura 51 apresenta os sinais da força de preensão de cada manopla e a respectiva resultante da força média de dois participantes distintos como exemplificação do padrão de resposta e observação das diferenças na sensibilidade de vibração da força durante a tentativa de estabilização da barra do jogo. Cada janela de repetição possui um tempo total de 15 segundos, na qual o ponto verde representa o início dessa contagem, intercalados com descansos de 5 segundos; com isso, nota-se um intervalo prévio ao aumento da intensidade de preensão que representa o tempo de reação do usuário seguido pelo período de ajuste até o primeiro ponto de acerto, o esforço de estabilização e o último ponto de acerto que normalmente coincide com o fim do tempo da janela de repetição.

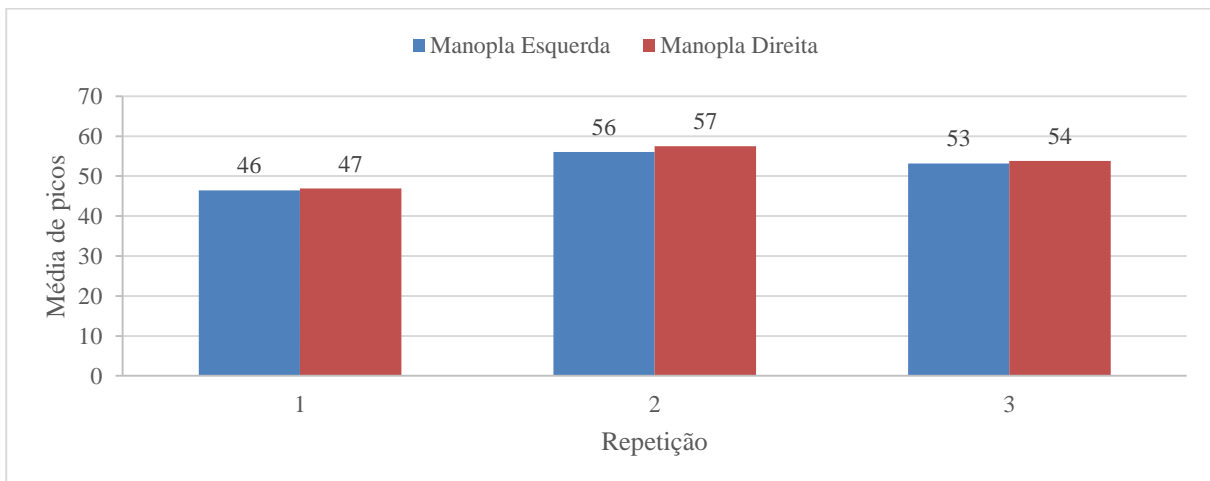
Sob a hipótese de que durante a tarefa uma das mãos seria a responsável pelo ajuste fino do equilíbrio da barra, supostamente a mão dominante devido à questão da destreza, foi realizada uma contagem dos picos de força em cada manopla; a Figura 52 apresenta a média dos resultados obtidos de todos os participantes para cada repetição e percebe-se que as variações de força são praticamente as mesmas para os membros direito e esquerdo, não havendo uma diferença notável que justifique a suspeita previamente estabelecida.

Figura 51 - Sinais da força de prensão durante o Jogo 4 para o participante (a) ID 13 e (b) ID 27 e marcadores de análise



Fonte - Autor

Figura 52 - Média de picos de força durante as repetições do Jogo 4

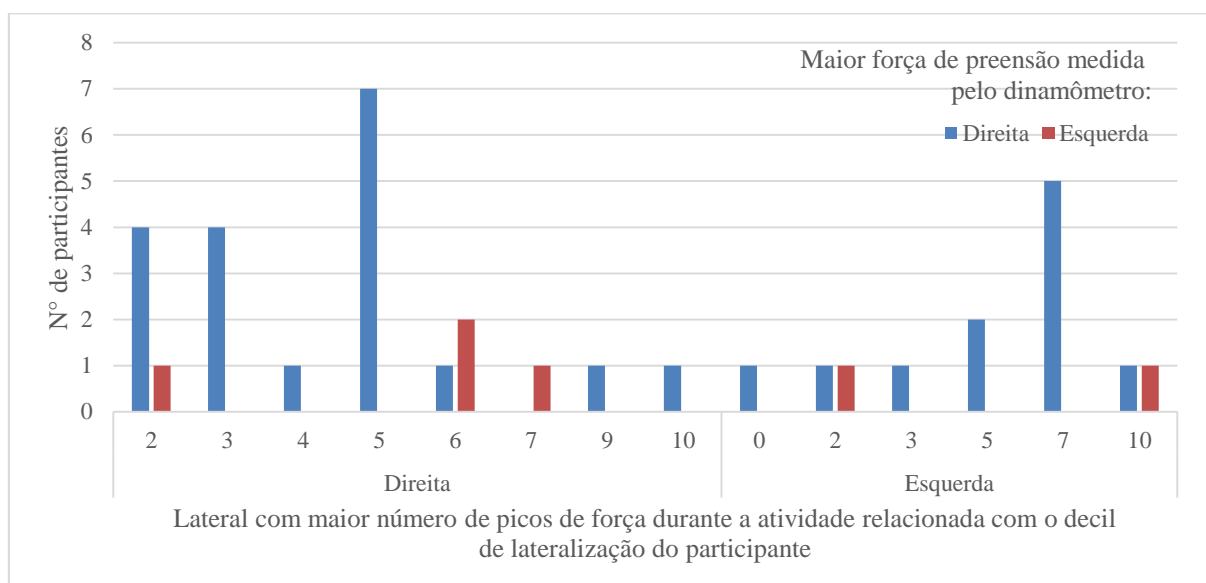


Fonte - Autor

A influência da lateralização assim como da força máxima de aperto também foi investigada em busca de alguma correlação entre: (i) o número de acertos, ou seja, a quantidade de pontos correspondentes à posição correta da barra, (ii) o esforço de estabilização, relativo ao

número de picos de variação da força e (iii) a suavidade do equilíbrio, correspondente ao desvio padrão da força durante o período de esforço de estabilização, entretanto os resultados para essas análises não apresentaram um padrão de relação significativo. A Figura 53 é um exemplo que mostra a diversidade das amostras no estudo com os picos de força.

Figura 53 - Avaliação da influência da lateralização e dominância de mão durante o Jogo 4



Fonte - Autor

Por outro lado, nota-se a presença da aprendizagem motora ao longo do exercício através de algumas características como a redução do tempo até o primeiro acerto entre a 1ª e 2ª repetição, o aumento da quantidade de acertos e a redução na instabilidade da força apresentados na Tabela 6. Por suposição, a qualidade desses parâmetros iria reduzir conforme o aumento da fadiga muscular, portanto isso não ocorreu e pode-se assumir que a quantidade de repetições deste exercício para os voluntários saudáveis não foi suficiente para verificar esse fenômeno.

Tabela 6 - Evolução da média dos participantes ao longo das repetições no Jogo 4

	Tempo até o primeiro acerto	Contagem de acertos	Instabilidade da força
Relação percentual entre a 1ª e 2ª repetição	-60%	42%	-9%
Relação percentual entre a 2ª e 3ª repetição	14%	5%	-1%

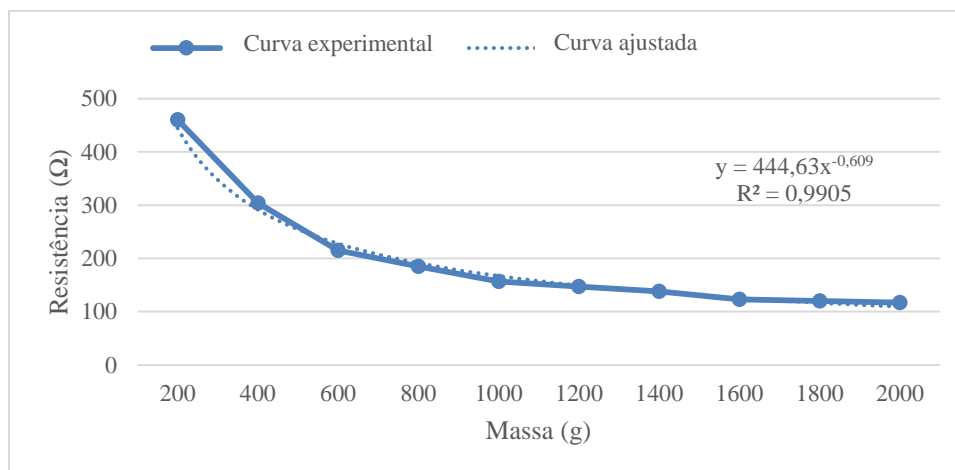
Fonte - Autor

Os dados utilizados nas análises deste jogo podem ser consultados no Apêndice F para mais detalhes.

7.5 AVALIAÇÃO DO SENSOR PARA APRIMORAMENTO DAS MANOPLAS

Os materiais piezoresistivos possuem a propriedade de variar a resistividade quando submetidos a tensões mecânicas, assim, o primeiro teste com a plataforma experimental elaborada para a avaliação de carregamentos estáticos teve como objetivo verificar o tipo de curva de resposta do material. Para isso, foram adicionadas massas de 200 g até 2 kg e medidas as respectivas resistências que resultaram no gráfico da Figura 54 o qual apresenta uma relação potencial de decaimento.

Figura 54 – Curva de resposta de um material piezoresistivo (Velostat)

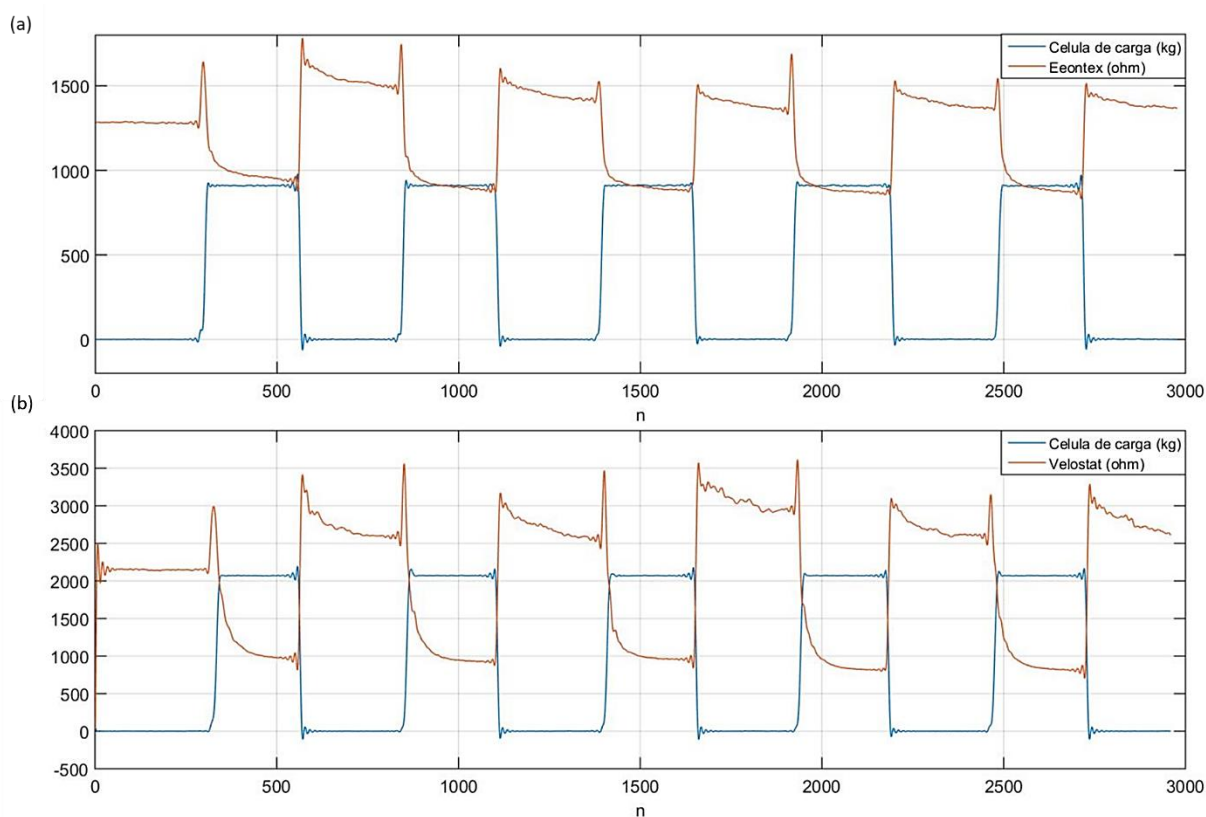


Fonte – Autor

A curva de decaimento obtida anteriormente é um exemplo de uma das coletas da resposta do material Velostat, mas sua equação não representa rigorosamente o seu comportamento real, ou seja, embora a relação potencial negativa se mantenha, os coeficientes não são fixos; e o mesmo pode ser dito do material Eeontex. Como foram observadas muitas variações nas medidas finais relacionadas às cargas aplicadas durante os ensaios do primeiro teste estático, decidiu-se avaliar o comportamento de repetibilidade dos materiais piezoresistivos utilizando duas cargas diferentes, de 10 N e 20 N. Nessa investigação foram realizadas ao todo 4 coletas de dados sendo que em cada uma o processo de carregamento e descarregamento seria repetido por 5 vezes com um intervalo de 5 segundos entre cada

operação. A Figura 55 mostra o sinal resultante tendo como base o sinal de medida de uma célula de carga; quando o peso é aplicado, a leitura do PZR diminui enquanto que na célula de carga, aumenta, já o oposto ocorre no momento de remoção do peso.

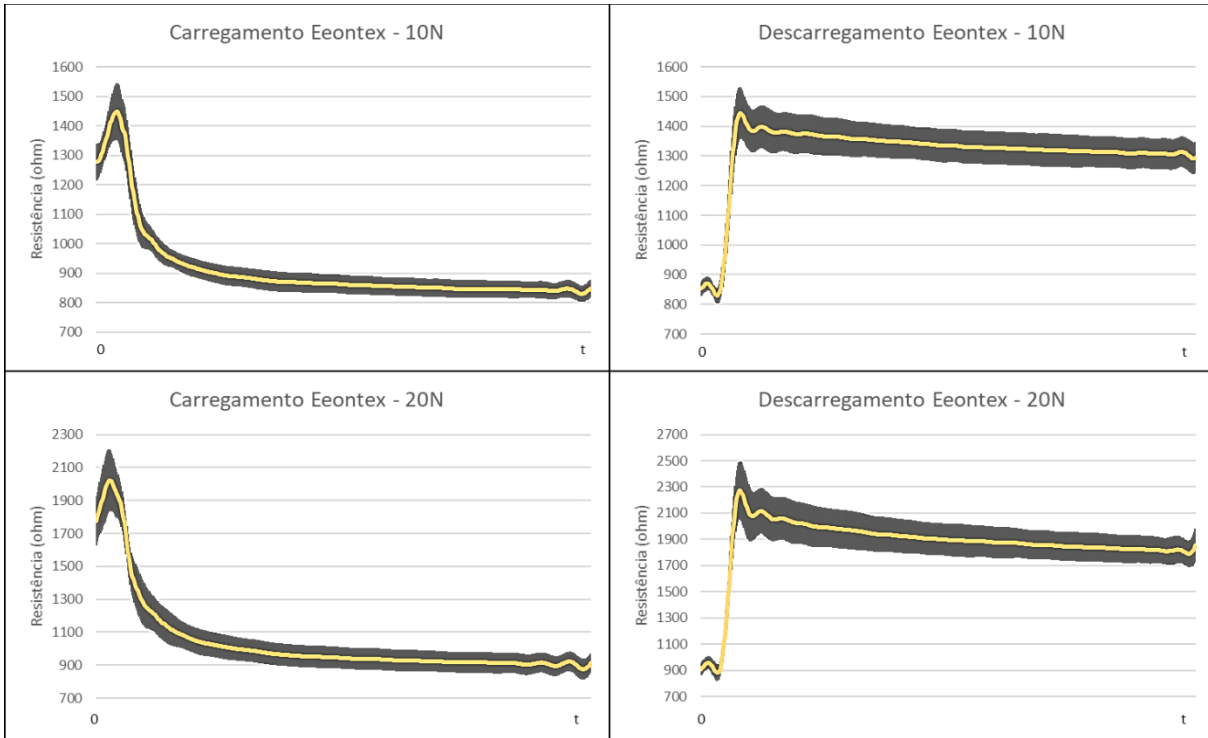
Figura 55 – Amostra dos sinais dos materiais piezoresistivos para o teste de repetibilidade. (a) Eeontex com carga aproximada de 1 kg e (b) Velostat com carga aproximada de 2 kg



Fonte - Autor

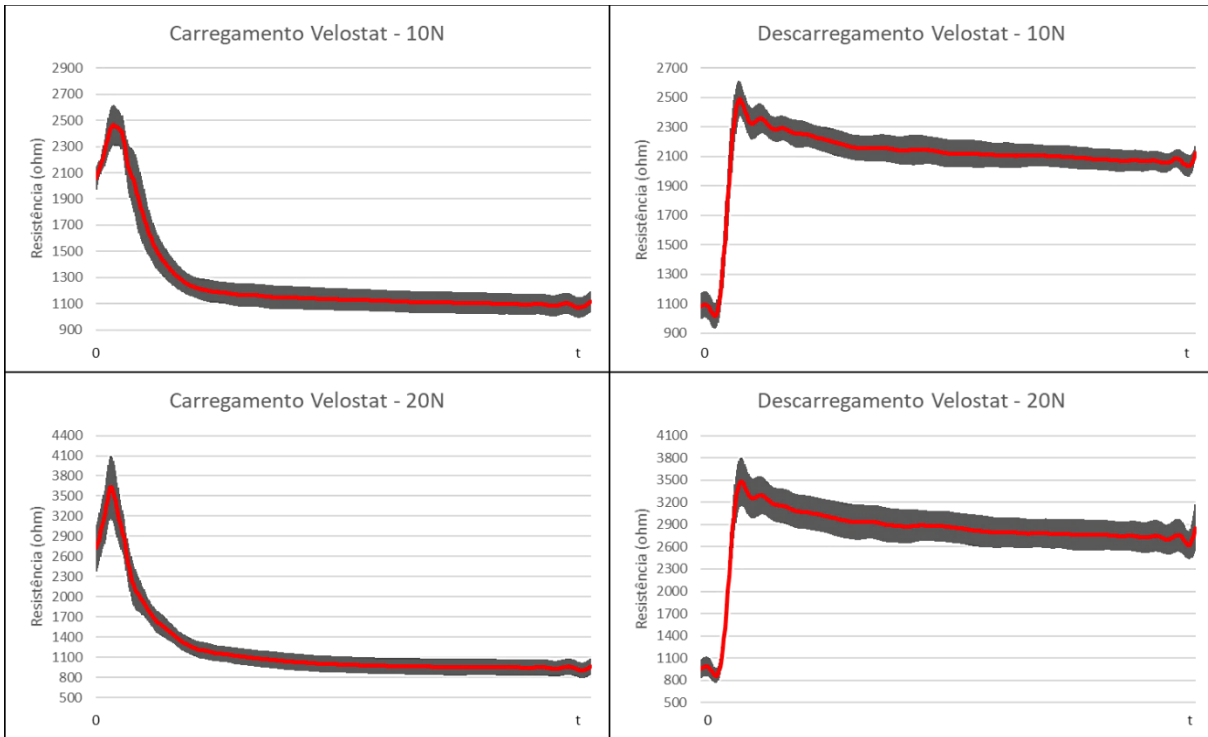
Reunidos todos os 4 grupos de coletas que representam a combinação dos dois materiais piezoresistivos com as duas cargas de teste, foi calculada a média dessas amostras separadas pelas fases de carregamento e descarregamento que podem ser visualizadas na Figura 56, respectiva ao Eeontex, e na Figura 57, para o Velostat, sendo que a sombra no entorno do sinal representa o desvio padrão das médias das coletas. Tais variações de medidas entre as repetições de carregamento/d Descarregamento é uma característica relacionada à histerese do material, ou seja, a tendência do sistema em conservar suas propriedades na ausência do estímulo que as gerou.

Figura 56 - Gráficos da média das respostas de carregamento e descarregamento e erro relacionado durante os ensaios estáticos com o material Eeontex utilizando cargas de 10 N e 20 N (t = 5s)



Fonte – Autor

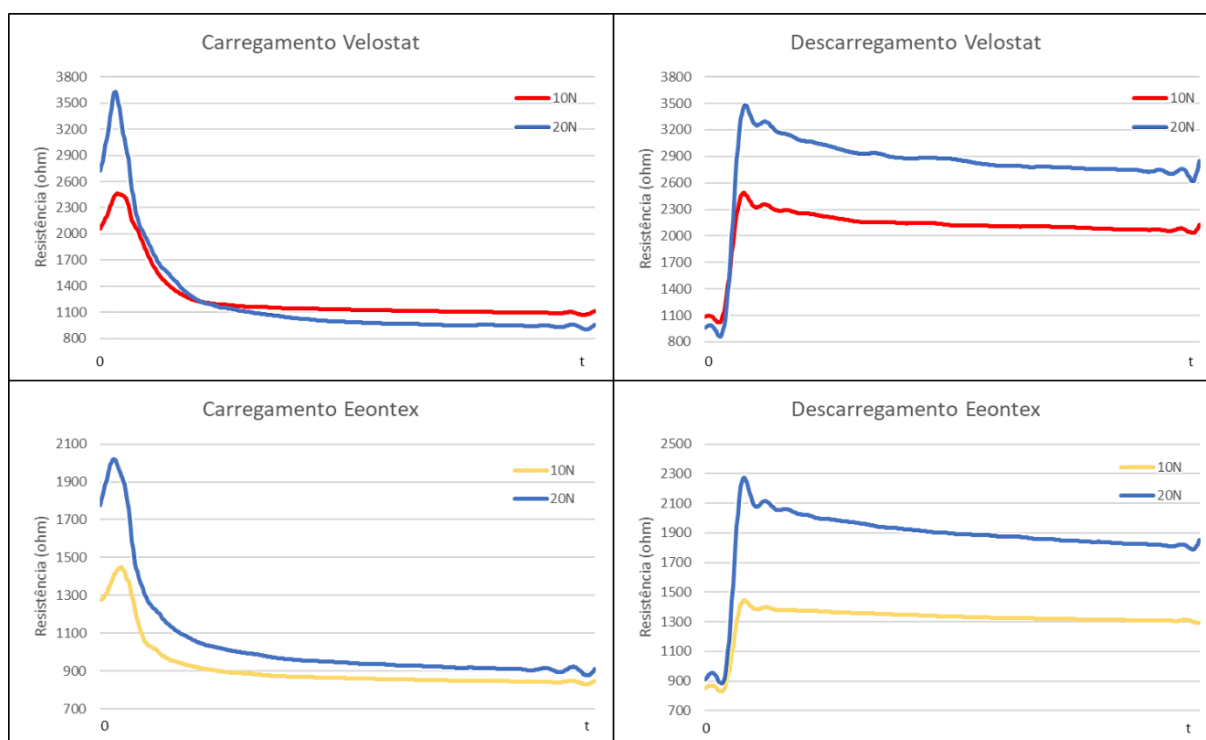
Figura 57 - Gráficos da média das respostas de carregamento e descarregamento e erro relacionado durante os ensaios estáticos com o material Velostat utilizando cargas de 10 N e 20 N (t = 5s)



Fonte - Autor

Sobrepondo as respostas obtidas anteriormente, é possível comparar os dois materiais assim como a diferença entre as cargas. Pela Figura 58, percebe-se que ambos os piezoresistivos são bastante similares em relação ao perfil do sinal e comportamento, diferindo basicamente na amplitude de decaimento e valores de resistência que dependem especificamente das características de resistividade de cada material. Contraditoriamente ao esperado, o valor mínimo da resposta de carregamento no Eeontex com 20 N foi maior que a carga de 10 N, de qualquer maneira, tais valores possuem uma diferença pequena se comparada à amplitude de decaimento podendo revelar um indício de convergência do sinal e necessidade de avaliação do ponto de saturação do material. Além disso, a medida da resistência na condição de descarregamento supostamente deveria ser igual para ambas as cargas já que o sistema retorna ao estado inicial. Outra característica evidente no sinal é a presença do *overshoot* que ocorre tanto para o descarregamento quanto para o carregamento exibido como um pico de sobre-sinal (excesso de intensidade) logo no início de cada fase. Em suma, todos esses pontos comentados ainda necessitam maiores estudos para melhor compreensão.

Figura 58 - Resumo das respostas estáticas e comparação entre os materiais piezoresistivos

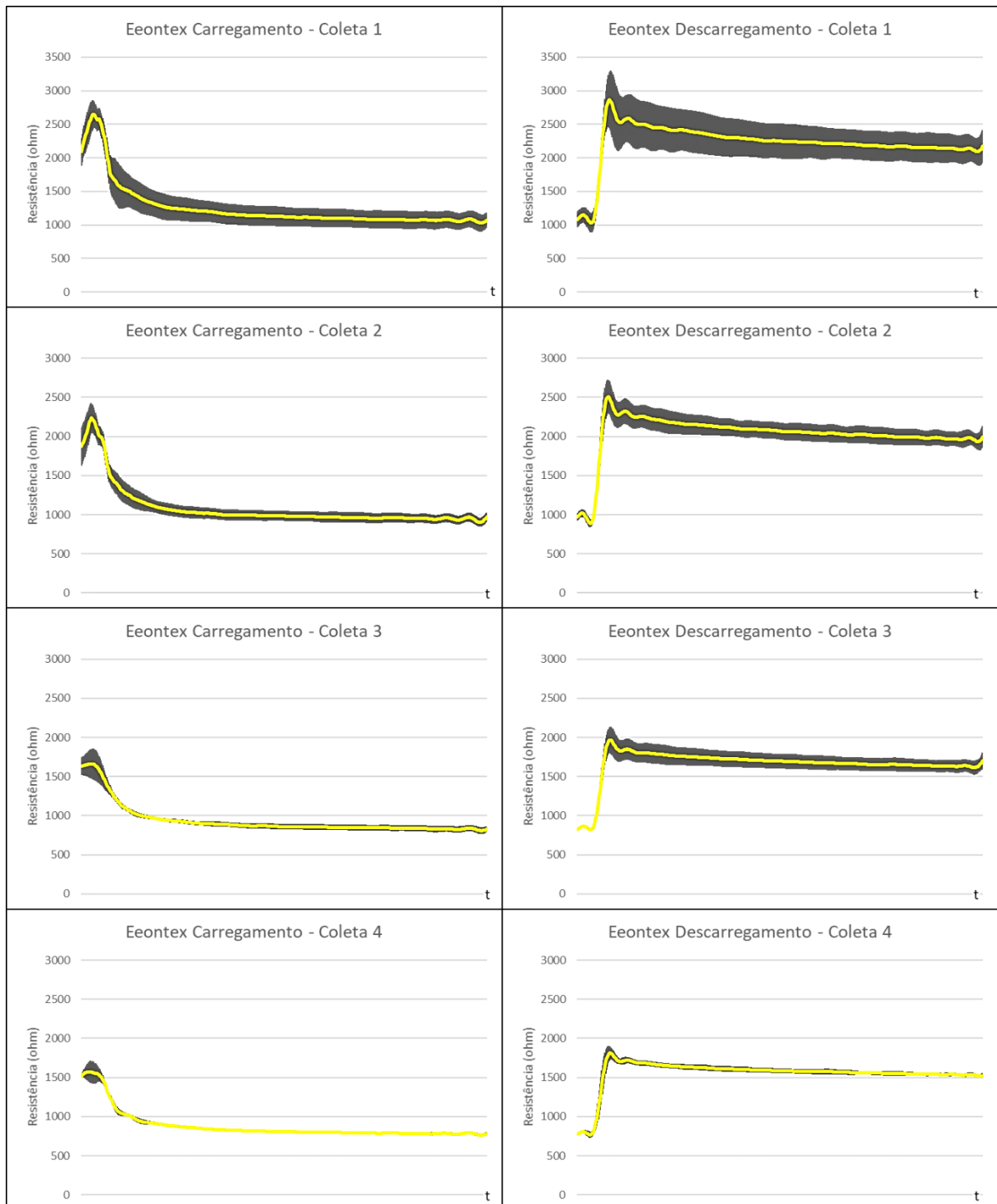


Fonte - Autor

As análises realizadas anteriormente consideraram a comparação entre todas as medidas para obtenção de um perfil geral único dos sinais de interesse para os casos abordados. Por

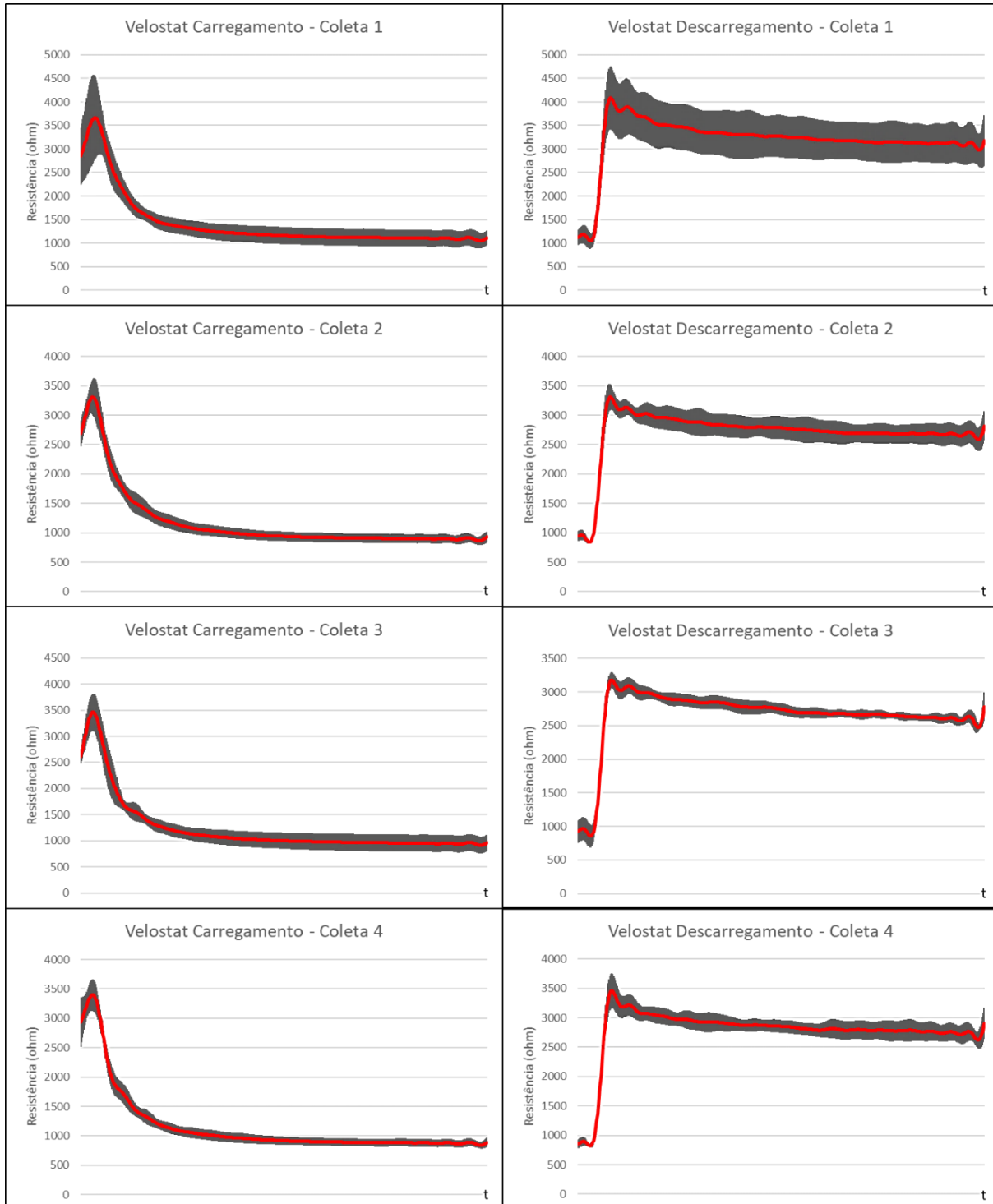
outro lado, a avaliação dos resultados de modo independente para cada ensaio revela um fenômeno bastante interessante que corresponde à redução do desvio padrão do sinal ao longo das coletas que possuíram um intervalo médio de 2 minutos entre as repetições de aquisição. A Figura 59 e a Figura 60 demonstram esse fenômeno para o Eeontex e Velostat, respectivamente. Esse comportamento se assemelha ao de alguns materiais inteligentes que possuem uma memória de estado devido à polarização de suas moléculas, de qualquer maneira são necessárias investigações mais detalhadas e completas para verificar esse indício.

Figura 59 – Comparação do ensaio estático com carga de 20 N entre coletas para o Eeontex



Fonte – Autor

Figura 60 – Comparação do ensaio estático com carga de 20 N entre coletas para o Velostat

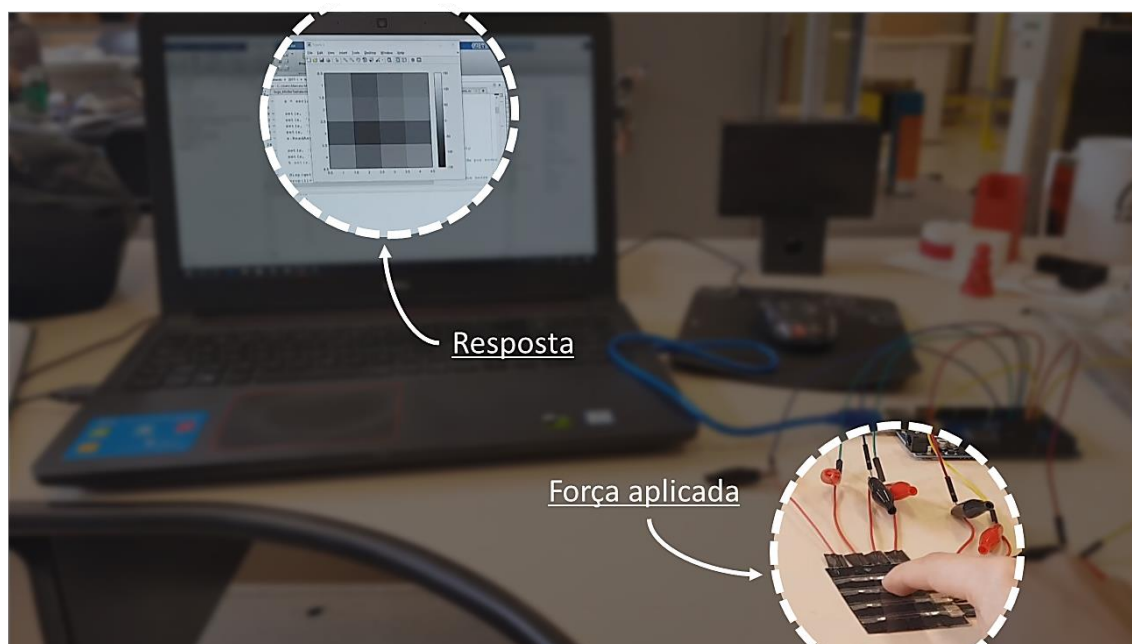


Fonte – Autor

As análises e resultados apresentados anteriormente são provenientes de forças estáticas, entretanto, considerando a proposta de aplicação do material, isto é, a criação de um sensor para mapeamento da força palmar para revestimento das manoplas, as forças dominantes envolvidas na manipulação humana de um instrumento são dinâmicas. Assim, como forma de pré-

visualizar qualitativamente o resultado final, foi construída uma malha com 16 pontos de detecção como mostra a Figura 61. O gradiente de cor corresponde à intensidade de aplicação da força, ou seja, quanto mais escuro, maior a pressão naquele ponto.

Figura 61 – Imagem do teste da malha 4x4 e resposta da intensidade da força



Fonte - Autor

7 CONCLUSÃO

7.1 PRINCIPAIS CONCLUSÕES DO PROJETO

As deficiências motoras, e não somente àquelas ocasionadas pelo AVC, mas também por outras doenças e acidentes, causam um grande impacto negativo na vida de suas vítimas, seja nas dificuldades em pequenas tarefas do dia-a-dia até incapacidades sociais e profissionais pela falta de independência. Devido ao envelhecimento médio da população, a incidência dessas sequelas tem aumentado progressivamente, portanto pesquisas e desenvolvimentos de novas tecnologias que possam compreender melhor o problema e encontrar melhores soluções e estratégias de recuperação são de suma importância, motivando o trabalho que aqui foi apresentado.

Sob a hipótese de que os exercícios bimanuais podem melhorar a qualidade e o progresso das terapias de reabilitação, decidiu-se avaliar as características cinéticas e cinemáticas da coordenação bimanual cooperativa simétrica dos membros superiores através do sistema inteligente desenvolvido que cumpriu satisfatoriamente o seu propósito e demonstrou capacidade de resposta, confiabilidade e validação dos requisitos pré-estabelecidos, embora ainda não possa ser considerado de fato como uma tecnologia de reabilitação devido à necessidade da prova de conceito, ou seja, um estudo longitudinal que confirme a evolução na recuperação motora de pacientes com mobilidade reduzida através do uso do sistema.

Os resultados obtidos permitiram classificar diferentes tipos de assinaturas de força, estratégias de execução, determinar as etapas e padrões do movimento e verificar características como simetria, estabilidade, temporização e precisão que evidenciaram principalmente:

- (i) a presença da aprendizagem motora ao longo dos exercícios que se inicia desde o momento em que o usuário é orientado sobre a tarefa a ser desempenhada que corresponde à primeira fase do aprendizado sequencial no qual ele compreende a meta e em seguida prevê a ordem das ações que deve realizar (segunda fase), para então, executá-las de acordo com o planejado (terceira fase). Esse ciclo de aprendizagem acontece para cada repetição da tarefa nos jogos, resultando na melhoria da qualidade da resposta que é, principalmente, notória entre a primeira e segunda repetição de cada jogo em que o usuário assimila a mecânica dos instrumentos e a própria movimentação pela primeira vez. Essa ocorrência pode ser observada pela discrepância do perfil de

assinatura da primeira repetição em relação às demais em todos os gráficos de sinal apresentados neste trabalho, com exceção do Jogo 4 em que ocorre o evento de adaptação devido à tarefa ser semelhante ao Jogo 3. Outras características que puderam mensurar a aprendizagem, principalmente devido ao aumento da acuidade motora, foram o tempo de execução e a antecipação da ação analisadas no Jogo 3 e o tempo de reação, a quantidade de acertos e a estabilidade da força verificadas no Jogo 4;

- (ii) a independência de correspondência da força de preensão em relação à lateralização e à força máxima de cada mão que contrariou a hipótese previamente estabelecida de que um dos membros seria responsável pelo ajuste fino (supostamente a mão dominante) e outro pela sustentação durante as atividades dos Jogos 3 e 4, assim como também foi observado a falta de um padrão de dominância da força para o controle lateral do Jogo 2. Ou seja, esses resultados apontam que a lateralização e a capacidade da força do membro não influenciam as tarefas de força bimanuais simétricas;
- (iii) a influência do membro dominante exclusivamente em tarefas que exigem movimento justificado pelo resultado expressivo obtido no Jogo 2 em que a dispersão dos pontos dos movimentos para a lateral esquerda de todos os participantes apresentou em média um valor 3,5 vezes maior do que para a direita, sendo que todo o grupo era formado por pessoas destros. Isso infere que, mesmo para movimentos acoplados, a dominância de mão interfere na destreza e qualidade da execução.

Ademais, a pesquisa com o material piezoresistivo para construção da malha de mapeamento palmar, apesar de ainda serem necessários estudos mais aprofundados para a caracterização do seu comportamento, apresentou boas perspectivas iniciais de aplicação. O caráter flexível que permite a adaptação em formas curvas e a facilidade de aquisição do sinal que não demanda nenhum tipo de excitação ou amplificação, permitem a criação de um revestimento para as manoplas, ou demais objetos, a partir de uma matriz condutiva cujas intersecções determinam os pontos sensitivos em resposta à força aplicada, no caso de interesse, da porção da mão em contato com o instrumento. Esse aprimoramento visa contribuir ainda mais nos estudos e terapias de recuperação motora, pois permite avaliar a postura da pegada, assim como a distribuição de força palmar.

Enfim, as medidas e informações adquiridas dos participantes saudáveis que participaram deste trabalho formam um banco de dados possibilitando posterior consulta e comparação com outros grupos experimentais. Futuramente, espera-se que com o auxílio do sistema, os profissionais da saúde possam diagnosticar os exercícios mais eficazes e

acompanhar o progresso do paciente com mais controle e precisão durante as terapias de reabilitação.

7.2 PROPOSTAS FUTURAS

O progresso científico não é algo finito e imutável, pelo contrário, está em constante evolução e aperfeiçoamento, portanto, o trabalho apresentado abre muitos horizontes de melhoria e continuidade do projeto e algumas propostas e sugestões podem ser consultadas a seguir:

Melhorias do Sistema

- Organizar a parte eletrônica interna do instrumento bimanual através da customização de uma placa de circuito para minimização de fios e conseqüente redução dos ruídos projetados nos sinais;
- Aumentar a resolução de aquisição da mesa e do instrumento para maior detalhamento do sinal e acurácia das medidas;
- Implementar a comunicação wireless para a transmissão de dados entre os equipamentos e o servidor;
- Avaliar a troca do tampo de vidro da mesa *touchscreen* por outro material ou um modelo mais fino de modo que seja um pouco mais flexível e capaz de captar com maior precisão os pontos de aplicação de força, assim como absorver melhor as vibrações de amortecimento durante a interação;
- Incrementar os programas dos jogos com novos parâmetros de salvamento para facilitar e auxiliar as análises como: (i) um marcador do ponto de retorno do movimento (flexão máxima) que corresponde à finalização de cada repetição nos Jogos 1 e 2, (ii) um marcador do ponto de liberação da ponte para controle do usuário após a animação do Jogo 3 e (iii) um contador de acertos para o Jogo 4.

Prosseguimento da Pesquisa

- Realizar o experimento com pacientes com grau leve de déficit motor seguindo o mesmo protocolo deste trabalho e comparar os dados obtidos em relação aos das pessoas típicas aqui apresentados;
- Continuar o estudo de caracterização do material piezoresistivo (Velostat) e investigar os questionamentos levantados em relação ao seu comportamento. Sugere-se realizar testes de carregamento dinâmico com auxílio de braços robóticos para avaliar a qualidade e validade da resposta em comparação à resposta estática, averiguar a influência do tipo de corrente elétrica (alternada e contínua) na polarização do material e respectivo sinal de saída, introduzir um algoritmo de aprendizado para analisar as características dos sinais e classificar as respostas com maior precisão, construir um protótipo de manopla revestida com uma malha 15x15 para avaliação qualitativa da aplicação;
- Desenvolver novos jogos e integrar novos instrumentos, uni e bimanuais, com o sistema para avaliação de outros comportamentos motores.

REFERÊNCIAS

ALLRED, R. P. et al. The Vermicelli handling test: a simple quantitative measure of dexterous forepaw function in rats. **Journal of Neuroscience Methods**. v. 170, n. 2, p. 229-244, 2008.

ARDUINO. **Input Pullup Serial**. 2018. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Tutorial/InputPullupSerial>>. Acesso em: 17 de ago. de 2018.

BABAIALSL, M. et al. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**. v. 11, n. 4, p. 263–280, 2015.

BAYONA, N.A. et al. The role of task-specific training in rehabilitation therapies. **Topics in Stroke Rehabilitation**. v.12, p.58–65, 2005.

BRÖHL, A-P. Das V-Modell: der standard für die softwareentwicklung mit praxisleitfaden. Oldenbourg, 1993.

BURDET, E. et al. Robotic assessment of upper limb motor function after stroke. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v. 91, n.11, p.S255-S269, 2012.

BÜTEFISCH, C. et al. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. **Journal of Neurological Sciences**. v.130, p.59–68, 1995.

COSMIN. **Consensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments**. 2017. Disponível em: <<https://www.cosmin.nl/>>. Acesso em: 05 de set. de 2019.

CURRIE, M. In: D'ITRI, FRANK M. **Wastewater renovation and reuse: proceedings of the International Conference on the Renovation and Reuse of Wastewater Through Aquatic and Terrestrial Systems**. New York: M. Dekker, 1977. p. iii.

DEJONG, S. L. **Effects of movement context on reach-grasp-lift motion and grip force after stroke**. 2011. 168 f. (PhD in Movement Science) – Graduate School of Arts and Sciences, Washington University, 2011.

DEJONG, S.L.; LANG, C.E. Comparison of unilateral versus bilateral upper extremity task performance after stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**. v. 19, n. 4, p. 294-305, 2014.

DEUSCHL, G. et al. Consensus statement of the movement disorder society on tremor. **Movement Disorders**, v. 13, n. S3, p. 2-23, 1998.

ELBLE, R. J.; MCNAMES, J. Using portable transducers to measure tremor severity. **Tremor and Other Hyperkinetic Movements**, v. 6, p.375-386, 2016.

FAZEKAS, G. et al. Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v.39, p.580–2, 2007.

HUSSAIN, A. et al. SITAR: a system for independent task-oriented assessment and rehabilitation. **Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering**. 2017.

JOHNSON, M.J., et al. Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications. **Medical & Biological Engineering & Computing**. v. 49, n. 10, p. 1157-71, 2011.

JORGENSEN, H.S. et al. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: time course of recovery. The Copenhagen stroke study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.76, p.399–405, 1995.

KANTAK, S., MCGRATH, R., ZAHEDI, N. Goal conceptualization and symmetry of arm movements affect bimanual coordination in individuals after stroke. **Neuroscience Letters**. v. 626, p.86-93, 2016.

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

K-C Lin et al. Effects of modified constraint-induced movement therapy on reach-to-grasp movements and functional performance after chronic stroke: a randomized controlled study. **Clinical Rehabilitation**. v. 21, p. 1075–1086, 2007.

KRAKAUER, J. W. et al. Motor learning. **Comprehensive Physiology**, v. 9, n. 2, p. 613–663, 2019.

KWAKKEL, G., KOLLEN, B. J., KREBS, H. I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v.22, p.111–21, 2008.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; TWISK, J. Impact of time on improvement of outcome after stroke. **Stroke**. v.37, p.2348–53, 2006.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J.; WAGENAAR, R. C. Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke: a randomized trial. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**. v.72, p.473–9, 2002.

LANG, C. E.; DEJONG, S. L.; BEEBE, J. A. Recovery of thumb and finger extension and its relation to grasp performance after stroke. **Journal of Neurophysiology**. v.102. p. 451–459, 2009.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **The Lancet Neurology**, v. 8, n. 8, p. 741–754, 2009.

LONG, J. et al. Interhemispheric connectivity during bimanual isometric force generation. **Journal of Neurophysiology**. v. 115, n. 3, p. 1196-1207, 2016.

LOUREIRO, R. C. V. et al. Evaluation of reach and grasp robot-assisted therapy suggests similar functional recovery patterns on proximal and distal arm segments in sub-acute hemiplegia. **Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. v. 22, n. 3, 2014.

LOUREIRO, R. C. V. et al. Reach & grasp therapy: effects of the gentle/G system assessing sub-acute stroke whole-arm rehabilitation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 11., 2009, Kyoto. **Proceedings...** [Piscataway]: IEEE, 2009. p. 755-760.

LOUREIRO, R.C.V.; HARWIN, W.S. Reach & grasp therapy: design and control of a 9-dof robotic neuro-rehabilitation system. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 10., 2007, Noordwijk. **Proceedings...** [Piscataway]: IEEE, 2007. p. 757-763.

LOWREY, C. et al. A novel robotic task for assessing impairments in bimanual coordination post-stroke. **International Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. S3, v.002, 2014.

LUM, P. 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, 2002.

MACIEJASZ, P., et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**. 2014.

MEDICAL OUTCOMES TRUST. **Bulletin**. 1998. Disponível em: <<http://www.outcomes-trust.org/monitor/nov98/8.html>>. Acesso em: 5 de setembro de 2019.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Acidente Vascular Cerebral – AVC**. 2017. Disponível em: <<http://portalsms.saude.gov.br/saude-de-a-z/acidente-vascular-cerebral-avc>> Acesso em: 24 de abr. de 2018.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de atenção à reabilitação de pessoas com Acidente Vascular Cerebral**. 2013. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_reabilitacao_acidente_vascular_cerebral.pdf>. Acesso em: 20 de jan. de 2018.

MOKKINK L. B. et al. COSMIN Risk of Bias checklist for systematic reviews of Patient-Reported Outcome Measures. **Quality of Life Research**, v. 27, n. 5, p. 1171–1179, 2018.

MURPHY, M. A.; WILLÉN, C.; SUNNERHAGEN, K. S. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v. 25, n. 1, p. 71-80, 2011.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 8, p. 75-394, 1994.

NELLES, G. Cortical reorganization-effects of intensive therapy. **Restorative Neurology and Neuroscience**. v. 22, p. 239–44, 2004.

NOWAK, D. A. The impact of stroke on the performance of grasping: Usefulness of kinetic and kinematic motion analysis. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**. v. 32, p. 1439–1450, 2008.

NUDO, R. J. et al. Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. **Journal of Neuroscience**. v. 16, n. 2, p. 785-807, 1996.

PHYSIOPEdia. **Action Research Arm Test (ARAT)**. 2019a. Disponível em: <[https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Action_Research_Arm_Test_\(ARAT\)&oldid=217338](https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Action_Research_Arm_Test_(ARAT)&oldid=217338)>. Acesso em: 14 de ago. de 2019.

PHYSIOPEdia. **Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke**. 2019b. Disponível em: <https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Fugl-Meyer_Assessment_of_Motor_Recovery_after_Stroke&oldid=204921>. Acesso em: 15 de ago. de 2019.

PRANGE, G. B. et al. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 43, p. 171–84, 2006.

PRISMA. **Transparent Reporting of Systematic Reviews and Meta-Analyses**. 2015. Disponível em: <<http://www.prisma-statement.org/>>. Acesso em: 5 de set. de 2019.

RANDAZZO, L.; BURDET, E.; MACE, M. Development of robotic interface for rehabilitation hand function. Report. 24 de ago. de 2014.

ROA, M. A.; KOIVA, R.; CASTELLINI, C. Experimental evaluation of human grasps using a sensorized object. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS, 4., 2012, Roma. **Proceedings...** [Piscataway]: IEEE RAS/EMBS, 2012. p. 1662-1668.

ROSSINI, P. M. et al. Post-stroke plastic reorganization in the adult brain. **The Lancet Neurology**. v. 2, p. 493–502, 2003.

SAINBURG, R.; GOOD, D.; PRZYBYLA, A. Bilateral synergy: a framework for post-stroke rehabilitation. **Journal of Neurology and Translational Neuroscience**. v. 1, n. 3, p. 1025, 2013.

SCHWARZ, A. et al. Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke. **Stroke**, v. 50, n. 3, p. 718–727, 2019.

STINEAR, C. M.; BYBLOW, W. D.; WARD, S. H. Nouveautés sur la récupération motrice après AVC. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 57, n. 8, p. 489–498, 2014.

STROHMEIER, P. et al. zPatch: hybrid resistive / capacitive etextile input. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON TANGIBLE, EMBEDDED, AND EMBODIED

INTERACTION 12., 2018, Stockholm. **Proceedings...**: Association for Computing Machinery, 2018. p. 188–198.

STROKE ENGINE. **Motor Assessment Scale (MAS)**. 2010. Disponível em: <<https://www.strokeengine.ca/en/assess/mas/>>. Acesso em 15 de ago. de 2019.

THE WORLD BANK. **Disability Inclusion**. 2019. Disponível em: <<https://www.worldbank.org/en/topic/disability>>. Acesso em: 25 de ago. de 2019.

THE WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Stroke, Cerebrovascular accident**. 2019. Disponível em: <<http://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>>. Acesso em: 25 de ago. de 2019.

THE WORLD HEALTH ORGANIZATION. **The top 10 causes of death**. 2018. Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>>. Acesso em: 13 de ago. de 2019.

TRAN, V. Do; DARIO, P.; MAZZOLENI, S. Kinematic measures for upper limb robot-assisted therapy following stroke and correlations with clinical outcome measures: a review. **Medical Engineering and Physics**. v. 53, p. 13–31, 2018.

VAN VLIET, P. M.; SHERIDAN, M. R. Coordination between reaching and grasping in patients with hemiparesis and healthy subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 88, p. 1325-31, 2007.

VEERBEEK, J. M. et al. Effects of robot-assisted therapy for the upper limb after stroke: a systematic review and meta-analysis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 2, p. 107–121, 2017.

VOLPE, B. T. et al. Robotics in the rehabilitation treatment of patients with stroke. **Current Atherosclerosis Report**. v. 4, n. 4, p. 270-76, 2002.

WAGNER, J. M.; RHODES, J. A.; PATTEN, C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. **Physical Therapy**. v. 8, p. 55, 2008.

WINKLER, A. Motor Recovery after stroke – challenges and opportunities. In: EUROPEAN STROKE ORGANIZATION CONFERENCE, 2., 2016, Barcelona. **Proceedings...** [Scientific Symposium EVER]: Advances in Sub-Acute Stroke Motor Recovery, 2016. v. 16.

ZEILER, S. R. Stroke recovery: timing, training & biological determinants. In: EUROPEAN STROKE ORGANIZATION CONFERENCE, 2., 2016, Barcelona. **Proceedings...** [Scientific Symposium EVER]: Advances in Sub-Acute Stroke Motor Recovery, 2016. v. 16.

ZEILER, S. R.; KRAKAUER, J. W. The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. **Current Opinion in Neurology**, v. 26, n. 6, p. 609–616, 2013.

APÊNDICE A – Questionário de Perfil do Participante

ID:

Data:

Horário:

Aplicador:

IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE			
Nome:			Data de nascimento:
Sexo:	<input type="checkbox"/> Masculino	Índice de lateralidade:	
	<input type="checkbox"/> Feminino	Decil:	
Possui algum hobby manual? Qual?			Realiza alguma atividade física? Qual?
Ocupação:			Email:
Teste Dinamômetro			Observações:
Mão esquerda (kg):	Mão direita (kg):		
Média:	Média:		

APÊNDICE B – Tabela dos Participantes

Participante	Sexo	Idade	Decil	Força média de preensão (kg)		Possui hobbie manual? Qual?	Pratica atividade física? Qual?
				Mão Esquerda	Mão Direita		
#1	M	26	3	46.5	53.0	Videogame	Academia
#2	M	30	6	34.3	35.6	Oficina mecânica	Caminhada
#3	M	29	7	26.1	32.5	Violão	Corrida
#4	M	20	7	34.5	42.1	Videogame	Futebol, corrida
#5	F	27	2	21.8	24.6	Nenhum	Academia
#6	M	29	5	33.9	39.7	Violão	Academia
#7	M	37	5	65.9	70.3	Nenhum	Academia, caminhada, dança
#8	M	29	5	30.2	31.3	Nenhum	Academia
#9	F	25	10	29.2	30.9	Violão, eletrônica	Nenhuma
#10	M	33	7	41.0	36.3	Nenhum	Futebol, corrida
#11	F	22	3	20.9	21.1	Nenhum	Natação
#12	M	18	7	28.0	29.0	Videogame	Corrida, bicicleta
#13	M	26	3	46.6	48.0	Violão	Academia
#14	M	51	2	46.5	45.1	Nenhum	Corrida, bicicleta
#15	M	21	5	32.7	41.0	Nenhum	Corrida
#16	M	59	10	35.3	40.9	Oficina mecânica	Caminhada, corrida
#17	M	21	5	38.3	42.5	Nenhum	Polo aquático
#18	M	21	2	52.0	51.5	Percussão	Karatê
#19	M	24	2	45.5	48.2	Videogame	Futebol, bicicleta, caminhada
#20	M	20	6	45.9	45.1	Violão, videogame	Nenhuma
#21	M	23	10	35.6	32.0	Nenhum	Futebol
#22	M	22	5	39.2	40.5	Videogame, pintura	Academia
#23	M	22	3	44.8	48.9	Videogame	Jiu-jitsu
#24	M	20	9	42.7	46.0	Cartas	Nenhuma

#25	M	38	4	51.0	52.9	Violão	Caminhada
#26	F	22	7	19.1	20.6	Nenhum	Yoga
#27	M	24	2	43.8	44.7	Oficina mecânica	Academia, corrida, bicicleta
#28	M	21	5	34.8	38.2	Videogame	Natação, academia, muai-thay
#29	M	21	2	46.1	48.8	Videogame, redação	Caminhada
#30	M	21	0	38.5	42.8	Videogame, pandero, oficina mecânica	Futebol, corrida
#31	M	22	3	33.1	43.0	Videogame, oficina mecânica	Futebol, basquete
#32	M	22	2	38.9	44.1	Oficina mecânica	Corrida, beisebol
#33	F	47	7	24.6	26.0	Nenhum	Caminhada, bicicleta
#34	M	27	5	42.4	45.1	Nenhum	Tênis, academia, vôlei, corrida, natação
#35	F	19	5	28.0	35.7	Nenhum	Nenhuma
#36	M	36	6	40.6	39.7	Oficina mecânica, violão, origami	Futebol

APÊNDICE C – Tabela das análises da mesa para o Jogo 2

Participante incluso na análise	MOVIMENTO PARA ESQUERDA		MOVIMENTO PARA DIREITA		COMPARAÇÃO ENTRE AS LATERAIS			SIMETRIA DOS MOVIMENTOS LATERAIS	
	R ² da reta de ajuste para a esquerda	RMSE da reta de ajuste para a esquerda (cm)	R ² da reta de ajuste para a direita	RMSE da reta de ajuste para a direita (cm)	Reta com melhor ajuste	Maior RMSE	Proporção RMSE esquerda/RMSE direita	R ² entre a reta de ajuste da direita e o espelho da reta de ajuste da esquerda	RMSE entre a reta de ajuste da direita e o espelho da reta de ajuste da esquerda
1	0.287	17.4	0.430	4.2	Direita	Esquerda	4.2	0.952	4.67
2	0.283	14.2	0.270	5.0	Esquerda	Esquerda	2.8	0.924	5.32
4	0.231	15.2	0.213	7.0	Esquerda	Esquerda	2.2	0.996	1.23
5	0.265	17.0	0.360	5.3	Direita	Esquerda	3.2	0.991	1.87
6	0.231	16.9	0.474	3.7	Direita	Esquerda	4.6	0.984	2.79
7	0.314	21.2	0.432	5.3	Direita	Esquerda	4.0	0.963	4.06
8	0.248	18.9	0.246	6.2	Esquerda	Esquerda	3.1	0.954	4.00
11	0.300	21.3	0.255	7.1	Esquerda	Esquerda	3.0	0.981	2.61
12	0.259	20.9	0.392	5.4	Direita	Esquerda	3.9	0.994	1.66
13	0.244	15.1	0.291	4.7	Direita	Esquerda	3.2	0.955	4.20
14	0.299	26.1	0.265	7.5	Esquerda	Esquerda	3.5	0.968	3.35
15	0.301	13.5	0.332	4.7	Direita	Esquerda	2.9	0.855	7.86
16	0.129	18.7	0.044	9.6	Esquerda	Esquerda	2.0	0.966	3.03
17	0.265	18.8	0.232	7.0	Esquerda	Esquerda	2.7	0.952	4.33
18	0.267	21.5	0.390	5.2	Direita	Esquerda	4.2	0.886	6.81
19	0.274	21.0	0.366	5.8	Direita	Esquerda	3.6	0.970	3.47
20	0.233	13.2	0.483	3.3	Direita	Esquerda	4.1	0.997	1.20
21	0.240	17.9	0.300	6.3	Direita	Esquerda	2.8	0.993	1.58

22	0.268	20.9	0.492	4.2	Direita	Esquerda	5.0	0.960	4.35
23	0.255	19.5	0.419	4.8	Direita	Esquerda	4.1	0.956	4.57
24	0.189	14.1	0.145	5.3	Esquerda	Esquerda	2.7	0.976	3.04
25	0.212	17.0	0.316	5.8	Direita	Esquerda	2.9	0.987	2.32
26	0.221	17.2	0.217	5.7	Esquerda	Esquerda	3.0	0.972	3.12
27	0.313	21.5	0.471	4.4	Direita	Esquerda	4.9	0.975	3.37
28	0.289	19.1	0.322	5.6	Direita	Esquerda	3.4	0.929	5.62
29	0.262	21.1	0.345	5.3	Direita	Esquerda	4.0	0.955	4.16
30	0.218	20.8	0.417	5.3	Direita	Esquerda	4.0	0.994	1.54
31	0.245	16.3	0.266	5.5	Direita	Esquerda	3.0	0.990	1.97
32	0.275	16.0	0.394	5.1	Direita	Esquerda	3.1	0.976	3.21
33	0.194	17.6	0.345	4.8	Direita	Esquerda	3.6	0.992	1.73
34	0.252	17.9	0.386	4.7	Direita	Esquerda	3.8	0.999	0.75
36	0.195	12.9	0.203	5.8	Direita	Esquerda	2.2	0.984	2.35

APÊNDICE D – Tabela das análises do rolo para o Jogo 2

Participante incluso na análise	Mão com maior força de preensão	DOMINÂNCIA DE FORÇA NAS REPETIÇÕES DO MOVIMENTO			COEFICIENTE DE VARIAÇÃO DE FORÇA NAS MANOPLAS PARA CADA DIREÇÃO DO MOVIMENTO (%)						RESULTADO DO COEFICIENTE DE VARIAÇÃO		
		Contagem direita dominante	Contagem esquerda dominante	Mão dominante geral	Centro MD	Centro ME	Direita MD	Direita ME	Esquerda MD	Esquerda ME	Maior CV Centro	Maior CV Direita	Maior CV Esquerda
1	Direita	25	5	Direita	36.0	36.6	39.7	30.7	44.5	37.2	Esquerda	Direita	Direita
2	Direita	30	0	Direita	28.6	27.6	36.9	31.0	36.8	34.4	Direita	Direita	Direita
4	Direita	25	5	Direita	43.1	38.8	51.5	49.6	31.8	37.8	Direita	Direita	Esquerda
5	Direita	18	12	Direita	69.3	59.1	65.7	86.4	66.8	92.6	Direita	Esquerda	Esquerda
6	Direita	27	3	Direita	37.0	43.5	44.2	43.2	28.7	40.9	Esquerda	Direita	Esquerda
7	Direita	25	5	Direita	49.5	60.2	37.6	54.6	52.0	66.5	Esquerda	Esquerda	Esquerda
8	Direita	0	30	Esquerda	140.1	147.7	145.4	133.6	101.4	131.9	Esquerda	Direita	Esquerda
11	Direita	2	28	Esquerda	74.4	59.3	89.4	61.1	139.5	71.9	Direita	Direita	Direita
12	Direita	25	5	Direita	23.9	33.3	34.2	41.5	35.4	42.4	Esquerda	Esquerda	Esquerda
13	Direita	30	0	Direita	73.9	84.2	52.2	46.5	42.3	48.2	Esquerda	Direita	Esquerda
14	Esquerda	15	15	Neutro	55.1	43.0	59.2	43.1	48.2	46.6	Direita	Direita	Direita
15	Direita	22	8	Direita	62.8	67.2	76.0	63.7	52.3	63.8	Esquerda	Direita	Esquerda
16	Direita	20	10	Direita	107.3	156.6	99.9	120.3	63.3	133.1	Esquerda	Esquerda	Esquerda
17	Direita	25	5	Direita	49.3	46.1	53.2	59.6	58.4	66.4	Direita	Esquerda	Esquerda
18	Esquerda	24	6	Direita	33.7	38.3	38.1	48.9	36.2	42.2	Esquerda	Esquerda	Esquerda
19	Direita	9	21	Esquerda	26.1	28.6	34.5	28.1	22.3	29.5	Esquerda	Direita	Esquerda
20	Esquerda	27	3	Direita	97.4	97.8	97.3	73.9	72.1	76.8	Esquerda	Direita	Esquerda
21	Esquerda	30	0	Direita	190.3	377.5	177.7	238.7	150.1	216.7	Esquerda	Esquerda	Esquerda
22	Direita	29	1	Direita	36.0	39.3	43.5	30.1	47.6	54.9	Esquerda	Direita	Esquerda

23	Direita	0	30	Esquerda	45.3	29.6	47.1	26.7	57.5	41.3	Direita	Direita	Direita
24	Direita	28	2	Direita	51.6	45.7	49.5	42.4	60.0	50.4	Direita	Direita	Direita
25	Direita	18	12	Direita	57.7	56.5	49.9	50.6	55.6	43.0	Direita	Esquerda	Direita
26	Direita	17	13	Direita	64.9	48.7	53.1	44.9	47.3	48.5	Direita	Direita	Esquerda
27	Direita	21	9	Direita	67.0	37.2	102.0	48.0	54.0	45.4	Direita	Direita	Direita
28	Direita	3	27	Esquerda	86.0	44.3	62.0	39.9	52.1	25.2	Direita	Direita	Direita
29	Direita	23	7	Direita	57.2	65.6	52.7	76.3	77.8	60.3	Esquerda	Esquerda	Direita
30	Direita	30	0	Direita	33.9	37.4	27.0	36.2	27.8	32.1	Esquerda	Esquerda	Esquerda
31	Direita	0	30	Esquerda	262.0	81.2	174.5	60.0	148.9	66.1	Direita	Direita	Direita
32	Direita	11	19	Esquerda	85.7	66.8	79.4	58.9	65.1	45.3	Direita	Direita	Direita
33	Direita	26	4	Direita	56.7	90.9	49.7	66.4	50.3	107.3	Esquerda	Esquerda	Esquerda
34	Direita	24	6	Direita	25.0	30.0	22.5	23.4	37.0	37.9	Esquerda	Esquerda	Esquerda
36	Esquerda	29	1	Direita	34.8	43.0	35.2	49.8	48.8	65.2	Esquerda	Esquerda	Esquerda

APÊNDICE E – Tabela das análises no Jogo 3

-----MEDIDAS DAS MANOPLAS-----												
Participante incluso na análise	Idade	Decil	Mão com maior força de preensão	Média de picos ME	Média de picos MD	Maior média de picos	Diferença de picos entre as mãos	Força de Repouso MD (N)	Força de Repouso ME (N)	Dominância de força no repouso	Tempo médio das repetições (s)	Classificação da Estratégia
1	26	3	Direita	2	1	Esquerda	1	7.26	8.13	Esquerda	1.23	1
2	30	6	Direita	2	2	Esquerda	1	4.77	3.25	Direita	2.18	1
3	29	7	Direita	2	2	Esquerda	0	8.99	6.64	Direita	1.34	3
4	20	7	Direita	2	3	Direita	1	5.40	4.02	Direita	1.47	1
5	27	2	Direita	1	1	Esquerda	0	7.22	6.27	Direita	1.18	2
6	29	5	Direita	3	4	Direita	0	8.70	9.85	Esquerda	2.23	3
8	29	5	Direita	1	1	Esquerda	0	0.84	1.02	Esquerda	3.53	1
9	25	10	Direita	5	4	Esquerda	0	6.50	7.54	Esquerda	3.79	2
12	18	7	Direita	3	2	Esquerda	1	1.35	1.98	Esquerda	2.45	2
13	26	3	Direita	1	2	Direita	0	7.82	8.32	Esquerda	3.58	2
14	51	2	Esquerda	7	8	Direita	1	7.47	8.46	Esquerda	3.36	1
15	21	5	Direita	6	6	Direita	0	5.06	4.23	Direita	3.32	1
16	59	10	Direita	11	12	Direita	2	7.71	8.79	Esquerda	4.18	3
17	21	5	Direita	3	3	Esquerda	0	2.85	2.92	Esquerda	2.53	1
18	21	2	Esquerda	3	3	Direita	0	1.90	3.63	Esquerda	2.51	1
20	20	6	Esquerda	4	5	Direita	1	8.42	6.27	Direita	2.44	2
21	23	10	Esquerda	2	2	Esquerda	0	3.98	1.90	Direita	2.02	1
22	22	5	Direita	4	2	Esquerda	2	4.15	4.14	Direita	2.68	2
23	22	3	Direita	2	2	Direita	1	4.91	6.09	Esquerda	2.23	3
25	38	4	Direita	2	2	Esquerda	0	8.16	6.25	Direita	1.97	3
26	22	7	Direita	7	5	Esquerda	1	2.07	1.56	Direita	4.43	2
27	24	2	Direita	3	3	Direita	0	10.05	10.85	Direita	2.26	2

28	21	5	Direita	6	5	Esquerda	1	9.14	8.26	Direita	2.78	1
29	21	2	Direita	3	4	Direita	0	0.10	0.80	Esquerda	2.97	2
30	21	0	Direita	4	3	Esquerda	1	4.22	3.95	Direita	2.99	1
31	22	3	Direita	6	5	Esquerda	2	4.06	5.37	Esquerda	3.44	1
32	22	2	Direita	3	3	Direita	0	4.06	6.68	Esquerda	1.90	1
33	47	7	Direita	3	3	Esquerda	0	1.77	1.20	Direita	3.11	3
34	27	5	Direita	1	1	Esquerda	0	10.65	8.82	Direita	1.68	1
35	19	5	Direita	8	7	Esquerda	1	0.74	0.63	Esquerda	4.86	2
36	36	6	Esquerda	3	3	Direita	0	10.05	13.27	Esquerda	1.80	1

APÊNDICE F – Tabela das análises no Jogo 4

Participante incluído na análise	Decil	Mão com maior força de preensão	TENTATIVA DE ESTABILIZAÇÃO				CONTAGEM DE ACERTOS			TEMPO DA JANELA (s)			DESVIO PADRÃO			
			Média de picos ME	Média de picos MD	Maior média de picos	Diferença de picos entre as mãos	Repetição 1	Repetição 2	Repetição 3	Tempo 1	Tempo 2	Tempo 3	Janela 1	Janela 2	Janela 3	Média do desvio padrão
1	3	Direita	52	58	Direita	7	965	825	677	12.57	13.85	14.09	1.35	2.72	2.26	2.11
2	6	Direita	51	56	Direita	5	260	813	1059	11.74	12.5	13.67	1.49	1.10	1.55	1.38
3	7	Direita	56	55	Esquerda	1	36	273	213	9.16	13.15	14.44	0.67	0.73	1.14	0.85
4	7	Direita	68	67	Esquerda	1	369	434	148	12.67	14.93	12.43	0.61	2.39	0.72	1.24
5	2	Direita	55	60	Direita	5	1133	1410	1314	12.28	14.31	13.8	1.73	0.67	0.59	1.00
6	5	Direita	51	59	Direita	8	637	848	780	9.87	13.19	12.74	1.58	1.32	1.58	1.49
7	5	Direita	50	52	Direita	2	319	749	505	3.66	11.75	10.65	0.40	1.02	1.97	1.13
8	5	Direita	49	55	Direita	5	340	629	650	7.5	12.89	13.09	0.92	0.86	0.98	0.92
9	10	Direita	55	51	Esquerda	4	482	867	1089	8.78	11.9	12.79	1.53	1.19	0.99	1.23
10	7	Esquerda	49	53	Direita	4	493	517	663	11.18	14.11	13.68	1.74	1.70	1.54	1.66
11	3	Direita	40	42	Direita	2	517	615	779	10.03	11.42	9.03	1.30	0.59	0.64	0.85
12	7	Direita	46	45	Esquerda	1	371	277	469	11.06	12.85	12.33	1.16	0.64	1.02	0.94
13	3	Direita	49	50	Direita	1	815	1142	1207	8.26	12.28	12.06	0.74	0.71	0.72	0.72
14	2	Esquerda	57	64	Direita	7	38	68	218	0.37	7.85	13.35	0.24	1.07	0.81	0.71
15	5	Direita	53	56	Direita	3	702	823	727	9.13	13.24	12.77	0.77	0.87	1.11	0.92
16	10	Direita	56	59	Direita	3	872	1036	758	9.77	11.84	11.26	0.60	1.00	0.62	0.74
17	5	Direita	45	50	Direita	5	219	392	449	9.14	13.74	13.61	1.99	2.22	2.00	2.07
18	2	Esquerda	53	49	Esquerda	4	368	389	680	10.96	13.74	13.62	1.22	1.72	2.08	1.67
19	2	Direita	48	51	Direita	3	27	122	242	0.26	7.9	7.84	0.26	1.29	0.84	0.80
20	6	Esquerda	53	61	Direita	8	134	355	725	7.79	14.34	13.41	1.38	1.48	2.12	1.66
21	10	Esquerda	59	55	Esquerda	4	739	907	975	9.38	13.21	13.85	0.89	0.78	1.03	0.90
22	5	Direita	56	49	Esquerda	7	483	612	785	11.31	14.62	13.94	1.88	1.86	1.82	1.85

23	3	Direita	51	55	Direita	5	346	677	667	9.51	11.88	12.21	1.29	1.27	1.52	1.36
24	9	Direita	44	46	Direita	2	785	1112	681	9.8	13.67	13.19	1.71	1.67	2.30	1.90
25	4	Direita	49	50	Direita	1	179	461	577	5.98	14.69	12.46	0.93	2.82	1.38	1.71
26	7	Direita	54	44	Esquerda	10	715	1232	1174	10.5	12.78	11.99	3.43	0.47	0.42	1.44
27	2	Direita	53	54	Direita	1	675	570	336	11.11	13.06	12.04	2.06	2.14	2.91	2.37
28	5	Direita	60	50	Esquerda	10	171	354	447	7.49	13.94	12.77	1.05	1.50	1.21	1.25
29	2	Direita	48	49	Direita	1	137	299	565	8.65	11.54	7.81	1.35	1.22	1.34	1.30
30	0	Direita	58	53	Esquerda	5	799	996	998	10.32	12.28	11.76	0.86	0.80	0.76	0.81
31	3	Direita	52	49	Esquerda	3	552	340	885	10.5	12.37	12	1.55	1.69	1.16	1.47
32	2	Direita	59	53	Esquerda	6	673	532	693	12.34	13.37	12.27	1.32	1.42	1.08	1.27
33	7	Direita	51	51	Esquerda	0	840	1316	990	10.77	13.39	12.52	1.11	0.80	1.00	0.97
34	5	Direita	50	50	Direita	1	259	1069	930	9.92	13.35	13	1.32	0.89	0.78	1.00
35	5	Direita	38	38	Direita	0	56	162	288	5.34	5.42	7.66	8.97	2.23	2.00	4.40
36	6	Esquerda	50	56	Direita	6	851	1352	1371	9.25	14.12	13.7	1.01	0.89	1.07	0.99