



Universidade de São Paulo  
Escola de Engenharia de São Carlos  
Departamento de Engenharia Mecânica



VIVIANE CRISTINA ROMA APPEL

Avaliação de Preensão e de Movimentos de Membro Superior em Indivíduos  
Hemiparéticos com o Dispositivo SPMM



São Carlos  
2019

VIVIANE CRISTINA ROMA APPEL

**Avaliação de Prensão e de Movimentos de Membro Superior em  
Indivíduos Hemiparéticos com o Dispositivo SPMM**

Tese apresentada à Escola de Engenharia  
de São Carlos da Universidade de São  
Paulo, como requisito para obtenção do  
título de Doutor em Ciências – Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia  
Mecânica.

Área de Concentração: Dinâmica e  
Mecatrônica

Orientador: Prof. Dr. Glauco Augusto de  
Paula Caurin

Co-orientador: Prof. Dr. Leonardo  
Marquez Pedro



**ESTE EXEMPLAR TRATA-SE  
DA VERSÃO CORRIGIDA. A  
VERSÃO ORIGINAL  
ENCONTRA-SE DISPONÍVEL  
JUNTO AO DEPARTAMENTO  
DE ENGENHARIA MECANICA  
DA EESC-USP.**

São Carlos

2019

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues  
Fontes da EESC/USP

A646a	Appel, Viviane Cristina Roma Avaliação de preensão e de movimentos de membro superior em indivíduos hemiparéticos com o dispositivo SPMM / Viviane Cristina Roma Appel ; orientador Glauco Augusto de Paula Caurin ; Co-orientador Leonardo Marquez Pedro. -- São Carlos, 2019.
	Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Dinâmica e Mecatrônica -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2019.
	1. Avaliação de déficit. 2. Reabilitação de membros superiores. 3. Qualidade de preensão. 4. Suavidade de movimento. 5. Processamento de imagens. 6. Análise espectral. I. Pedro, Leonardo Marquez. II. Título.

Elaborado por Elena Luzia Palloni - CRB 8/4464

Class.	TESE
Cutt.	10.374
Tombo	T198/19
Sysno	2954290

01.08.19

31460213593

## FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Bacharel **VIVIANE CRISTINA ROMA APPEL**

Título da tese: "Avaliação de preensão e de movimentos de membro superior em indivíduos homiparéticos com o dispositivos SPMM".

Data da defesa: 21/05/2019.

### Comissão Julgadora:

### Resultado:

Prof. Titular **Glauco Augusto de Paula Caurin**  
(Orientador)  
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovada

Prof. Associado **Adriano Almeida Gonçalves Siqueira**  
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovada

Prof. Dr. **Anselmo Fritzer Neto**  
(Universidade Federal do Espírito Santo/UFES)

aprovada

Prof. Dr. **Thiago Luiz de Russo**  
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

Aprovado

Profa. Associada **Valéria Meinelles Carril Elui**  
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/FMRP-USP)

Aprovada

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:  
Prof. Associado **Carlos De Marqui Junior**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:  
Prof. Titular **Murilo Araújo Romero**

EESC/USP

Serviço de Pós-Graduação

Protocolado em 30/07/2019





*Dedico este trabalho ao meu esposo, Luis, e aos meus filhos, Rafael, Ana Luisa e Gabriel, razão do meu viver.*

## AGRADECIMENTOS

Neste tempo de doutorado eu me considero um ser em constante construção, aprendizado e multi-tarefa. Com minha pesquisa eu conciliei uma família, minhas crianças se tornaram adolescentes, a construção de uma casa e uma mudança; também passei por momentos difíceis com relação à saúde, meu pai infartou, meu marido foi submetido a duas cirurgias. E foram esses momentos difíceis que me proporcionaram enxergar o quanto eu amo trabalhar na pesquisa, na busca e construção de conhecimento.

Em primeiro lugar e não poderia ser diferente, eu agradeço à Deus pela maravilhosa oportunidade que tive durante este período, pela minha vida, minha saúde e disposição.

Agradeço cada pessoa que esteve a meu lado auxiliando de qualquer forma, e posso afirmar que não foram poucas. Tenho receio de nomear e me esquecer de alguém, vou tentar!

Agradeço meu orientador prof. Glauco por confiar no meu potencial, me incentivar, me ensinar, me escutar, me mostrar o caminho, enfim por me orientar neste tempo.

Agradeço meu co-orientador prof. Leonardo pela parceria, pela compra dos equipamentos, construção da segunda versão do SPMMi, estabelecimento das parcerias na UFSCar, pelas orientações sempre assertivas, por colocar a mão na massa sempre que foi preciso, dividindo a carga comigo. Essa atitude foi de extrema importância no processo, pois muitas vezes enfrentar um doutorado na engenharia sendo bacharel em Ciências da Computação foi um desafio e confesso que algumas vezes não dei conta.

Agradeço ao meu marido e parceiro Luis, por estar sempre ao meu lado, me incentivando e apoiando, sempre interessado e ajudando a pensar e encontrar soluções.

Agradeço ao meu pai prof. Woodrow que desde os estudos para ingressar no programa esteve me auxiliando. Sua clareza de raciocínio e a dádiva de saber tudo sem precisar olhar nos livros me encantam demais. Agradeço também pelas incansáveis revisões e correções no final do trabalho.

Agradeço aos médicos que salvaram de forma tão humana e dedicada as vidas dos meus caros e queridos pai e marido.

Agradeço minha mãe Marielza, pelo exemplo e coragem, pelo incentivo e palavras de carinho. Agradeço aos meus filhos Rafael, Ana Luisa e Gabriel por entenderem minha ausência em certos momentos e me apoiarem incondicionalmente.

Agradeço aos meus colegas de lab, sempre prestativos e atenciosos, dispostos a ajudar moral e intelectualmente, Ivan, Matheus, Guilherme Chiqueti, Lucas Fidelis, Caio, Henrique, Larissa,

Leonardo Bonacini, Ingrid, Wiliam, Marcela, Polyanna. Alunos de TCC e IC, Leonardo e Pedro.

Agradeço aos funcionários que em algum momento trabalharam neste projeto, Diego, Xina, Leandro, Tiberti, Beth pela sempre disponível simpatia e ajuda, pessoal da Pós-Graduação que cuidou da parte burocrática, obrigado à Iara, e minha homenagem à Ana Paula Bueno que terminou a missão aqui na terra em tão tenra idade. Pessoal do Departamento de Engenharia Mecânica da EESC que em todas as oportunidades colaboraram de forma educada e atenciosa, Juliana e João.

Agradeço ao professor Adriano e professora Valéria pela contribuição na ocasião da minha qualificação. À professora Valéria e Jéssica, aluna de TCC responsável pelas coletas no Hospital das Clínicas em Ribeirão Preto, pela parceria e amizade.

Agradeço ao professor Thiago do Departamento de Fisioterapia da UFSCar e alunas de doutorado Shirley e Luiza, pela parceria nas coletas da UFSCar. Especial agradecimento à Shirley que me auxiliou nas análises dos testes padronizados de cada paciente. Também à Claudia que ingressou agora no mestrado e dará continuidade à pesquisa com o dispositivo alvo deste trabalho.

Agradeço ao professor Daniel do Departamento de Tarepia Ocupacional na UFSCar e ao Rafael, pela parceria nas coletas da AACD de São Paulo e escrita de artigo.

Agradeço ao professor Daniel da Mecatrônica da EESC pela ajuda e orientação na tentativa de polimento manual dos espelhos.

Agradeço ao professor Renato do Departamento de Engenharia Mecânica da EESC pela colaboração no acabamento dos espelhos no torno de alta-precisão. Ao aluno e colega Marcel que fez o trabalho pesado de usinagem. Ao professor Roger, alunos e técnicos pela usinagem prévia das peças. Também pessoal da oficina que além de auxiliarem na usinagem das peças sempre me atenderam amigavelmente em muitas outras questões pontuais, em especial agradeço ao José Risardis. Ao professor Fortulan e ao técnico Penazzi pela construção das peças na impressora 3D.

Foi muita gente boa que encontrei pelo caminho. Enfim a vida é feita disso, da forma como nos relacionamos com as pessoas que colaboram conosco e que colaboramos com elas. Eu ensino sempre isso aos meus filhos, tratar as pessoas de forma a nunca se envergonhar, de preferência a se alegrar no futuro quando elas voltarem às nossas vidas.

Enfim, só tenho motivos para dizer que tudo valeu a pena, que aprendi, suei, chorei, enfim vivi. Espero que novas oportunidades, tão felizes como esta, se descortinem em minha vida nos tempos que virão.

Obrigado ao Programa de Pós-Graduação da Engenharia Mecânica por todo apoio.

Por fim, agradeço pelo subsídio financeiro necessários à concretização e divulgação científica desta pesquisa, à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código 001, também à FAPESP Processo CEPID 2013/07276-1 e Royal Society (Project Newton Advanced Fellowship, processo NA140231).

## RESUMO

APPEL, V. C. R. **Avaliação de preensão e de movimentos de membro superior em indivíduos hemiparéticos com o dispositivo SPMM.** 2019. 259 p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

O estudo de déficit motor dos membros superiores, como consequência de problemas neurológicos, requer a investigação de grandezas físicas presentes em funcionalidades de manipulação específicas. Medidas cinemáticas da qualidade de movimentos e preensão, colaboram com a avaliação quantitativa do déficit motor, que pode levar a melhoria das estratégias de reabilitação e também ao desenvolvimento de novas tecnologias para reabilitação. Esta pesquisa apresenta a nova versão do dispositivo denominado Sensor de Preensão e Movimentos da Mão e metodologia para avaliar a qualidade de preensão. A proposta é estudar a capacidade de avaliação de movimento e preensão deste dispositivo mediante a execução de uma tarefa funcional, comparando indicadores referentes ao membro superior parético com os indicadores do membro não-parético, também comparando indicadores dos indivíduos hemiparéticos com indicadores dos indivíduos de controle. Ainda comparar dados do dispositivo com dados de testes padronizados e também analisar os dados mediante fases de um processo de reabilitação. A inovação científica consiste no estudo de um dispositivo novo para avaliar o desempenho de uma tarefa funcional em termos qualitativos e quantitativos, que fornece novos indicadores e novas análises do déficit de membro superior através de realização de movimento e preensão. Variáveis espaciais, temporais e espectrais foram calculadas e utilizadas nas análises quantitativas da suavidade do movimento para as comparações propostas. Resultados das variáveis cinemáticas foram submetidos a um algoritmo de classificação de dados, que demonstrou boa separabilidade entre as classes e possibilitou discernimento dos lados paréticos com uma precisão de 95,87%. Avaliações qualitativas de postura de mão foram apresentadas para demonstrar a qualidade da postura de mão e o potencial a ser explorado na quantificação de dados passíveis de serem extraídos das imagens de postura. Os resultados obtidos nos experimentos mostraram que o dispositivo estudado é capaz de identificar déficit de membro superior, bem como diferenças na evolução de processos de reabilitação da mão e do membro superior.

Palavras-chave: Avaliação de déficit. Reabilitação de membros superiores. Qualidade de preensão. Suavidade de movimento. Processamento de imagens. Análise espectral.

## ABSTRACT

APPEL, V. C. R. **Grasp and upper limb movements assessment in hemiparetic subjects with the SPMM device.** 2019. 259 p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

The study of upper limbs motor deficit as a consequence of neurological problems requires the investigation of physical quantities present in specific manipulation functionalities. Kinematic measures of movements and grasp quality collaborate with a quantitative assessment of motor deficit, which may lead to the improvement of rehabilitation strategies and the establishment of new assessment technologies for rehabilitation. This research presents the new version of the device called Grasp and Upper Limb Motion Sensor (GULM Sensor) and methodology to assess grasp quality. The proposal is to study the grasp and motion evaluation capacity of this device by performing a functional task, comparing indicators referring to the upper extremity paretic with the non-paretic limb indicators, also comparing indicators of individuals post stroke with indicators of unimpaired controls. Still compare device data with standardized test data and analyze the data through a rehabilitation process phases. The scientific innovation consists in the study of a new device to evaluate the performance of a functional task in qualitative and quantitative terms, which provides new indicators and new analyzes of upper limb deficit through the accomplishment of movement and grasping. The spatial, temporal and spectral variables were calculated and used in the quantitative analyzes of the movement smoothness for the proposed comparisons. Results of the kinematic variables were submitted to a data classification algorithm, which demonstrated good separability between the classes and allowed discernment of the hemiparetic sides with an accuracy of 95.87%. Qualitative assessments of hand posture were presented to demonstrate the quality of hand posture and the potential to be explored in the quantification of data that can be extracted from the posture images. The results obtained in the experiments showed that the device studied is capable of identifying upper limb deficiency, and differences in the evolution of hand and upper limb rehabilitation processes.

Keywords: Deficit assessment. Upper limb rehabilitation. Grasp quality evaluation. Movement smoothness. Image processing. Neurologic rehabilitation. Spectral analyses.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Imagem do dispositivo SPMM: versão 1 à esquerda e versão 2 à direita.....	28
Figura 2: SPMM -versão 1 .....	45
Figura 3: SPMM - versão 2 – modelo 1; (c) SPMM - versão 2 – modelo 2 .....	46
Figura 4: Câmera rotacionando em eixo vertical. ....	47
Figura 5: Centro único de projeção. ....	48
Figura 6: Geometria do Sistema de visão omnidirecional (espelho hiperbólico e câmera). ....	49
Figura 7: Sistema de Coordenadas da IMU Bosch.....	51
Figura 8: Sistema de Coordenadas do SPMM versão 2 modelos 1 e 2. ....	51
Figura 9: IMU fixada no flange do Robô Kuka Iwaa.....	52
Figura 10: Posição angular (rad): (a) Dados conforme aquisição; (b) dados subtraídos em 1,57079 rad ou 90°.....	53
Figura 11: Posição angular (rad) de Y - IMU.....	53
Figura 12: Posições angulares (rad) do robô Kuka Iiwa e da IMU durante o movimento.....	54
Figura 13: Velocidade angular do robô (rad/s).....	54
Figura 14: Velocidade angular em Y da IMU em rad/s .....	55
Figura 15: Velocidades angular do Robô e da IMU durante o movimento.....	55
Figura 16: Tarefa funcional .....	58
Figura 17: Sistema de coordenadas .....	59
Figura 18: Marcadores posicionados nas mãos .....	59
Figura 19: (A) Acelerações como função do tempo; (B) Ângulo de inclinação Y. ....	63
Figura 20: Velocidade angular em Y (rad/s). ....	65
Figura 21: Exemplo de gráfico da velocidade angular em Y no domínio da frequência; (a) indivíduo saudável (b) paciente de AVC, mão parética .....	67
Figura 22: Gráfico da frequência com indicação das variáveis obtidas de forma direta.....	68
Figura 23: Imagem omnidirecional (original) .....	70
Figura 24: Visão panorâmica da imagem da Figura 35.....	70
Figura 25: Etapas da metodologia .....	72
Figura 26: Imagens de postura de mão no instante B selecionadas de 12 crianças.....	76
Figura 27: Imagem omnidirecional da preensão. ....	77
Figura 28: Imagem retificada sem definição dos dedos anelar e mínimo .....	77
Figura 29: Gráfico das acelerações da tentativa 2 paciente B, à esquerda mão não parética e à direita parética. ....	80
Figura 30: Paciente A, tentativa 1, gráfico do ângulo de inclinação Y em função do tempo, mão não-parética à esquerda e mão parética à direita. ....	81
Figura 31: Gráfico de inclinação no eixo Y da tentativa I da mão parética do paciente D. ....	81
Figura 32: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente A .....	84
Figura 33: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente C .....	84
Figura 34: Mão parética, Pré-tratamento (a) e Pós-tratamento (b), paciente C.....	85
Figura 35: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente D.....	85
Figura 36: Mão parética, pré-tratamento (a) e pós-tratamento (b), paciente D.....	86
Figura 37: (a) Mão não-parética, fase Pré, tentativa 2; (b) Mão parética, fase Pré, Tentativa 1; .....	91
Figura 38: (a) Mão não-parética, 3 dias após treinamento, tentativa 1; (b) Mão parética, 3 dias após treinamento, tentativa 3 .....	91
Figura 39: (a) Acelerações da mão não-parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1; (b) Velocidade angular em Y da mão não-parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1; .....	92

Figura 40: (a) Acelerações da mão parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1; (b) Velocidade angular em Y da mão parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1.....	92
Figura 41: (a) Velocidade angular em Y da mão não-parética, fase pós 30 dias, Tentativa 2; (b) FFT da Velocidade angular de (a); (c) Velocidade angular em Y da mão parética, fase pós 30 dias, Tentativa 1; e (d) FFT da Velocidade angular de (c).....	93
Figura 42: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases de coleta da mão parética e da mão não-parética.....	95
Figura 43: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa para as fases de coleta da mão não-parética.....	95
Figura 44: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa para as fases de coleta da mão parética.....	96
Figura 45: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética.....	97
Figura 46: Média da Inclinação Máxima em Y ao longo das fases de coleta.....	97
Figura 47: Médias do indicador MVA, mão parética e mão não-parética.....	98
Figura 48: Médias do indicador MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	98
Figura 49: Médias da variável espectrais PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética.....	99
Figura 50: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética.....	99
Figura 51: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética.....	100
Figura 52: Médias da variável PMC das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	100
Figura 53: Médias da variável RPMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	101
Figura 54: Médias da variável RMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	101
Figura 55: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado.....	102
Figura 56: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta da mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta da mão parética e das três tentativas da mão não dominante do controle.....	103
Figura 57: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta da mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) das três tentativas das fases de coleta da mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle.....	103
Figura 58: Resultados dos testes padronizados MAL_QT, MAL_QL e variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta.....	104
Figura 59: Resultados dos testes padronizados MAL_QT, MAL_QL e variável temporal MaxY no decorrer das fases de coleta.....	105
Figura 60: Resultado do teste BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta.....	105
Figura 61: Resultado do teste WMFT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta...	106



Figura 62: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 1 da mão parética na fase pré; (c) Tentativa 1 da mão não-parética no pós 3 dias; (d) Tentativa 1 da mão parética no pós 3 dias .....	109
Figura 63: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta da mão parética e da mão não-parética. ....	111
Figura 64: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética. ....	111
Figura 65: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão parética.....	112
Figura 66: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética .....	112
Figura 67: Média da variável MaxY das três tentativas, das quatro fases de coleta .....	113
Figura 68: Médias da variável MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética .....	113
Figura 69: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética .....	114
Figura 70: Médias da variável espectrais PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética .....	114
Figura 71: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética .....	115
Figura 72: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética .....	115
Figura 73: Médias da variável PMC das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética .....	116
Figura 74: Médias da variável RPMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	116
Figura 75: Médias da variável RMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	117
Figura 76: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado.....	118
Figura 77: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética e das três tentativas da mão não dominante do controle. ...	119
Figura 78: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado.....	119
Figura 79: Resultados dos testes padronizados MAL_QT, MAL_QL e variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta .....	120
Figura 80: Resultados da Força de Preensão e da variável espectral RMR1 no decorrer das fases de coleta, H12 .....	120
Figura 81: Resultados do BBT e da variável espectral RPMR3 no decorrer das fases de coleta, H12 .....	121
Figura 82: Resultados do BBT e da variável MaxY no decorrer das fases de coleta, H12...	121
Figura 83: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 3 da mão parética na fase pré.....	124

Figura 84: Tentativa 1, mão parética, fase pré: (a) Acelerações (b) Velocidade angular em Y; Tentativa 1, mão não-parética, fase pré: (c) Acelerações (d) Velocidade angular em Y .....	125
Figura 85: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	126
Figura 86: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética. ....	127
Figura 87: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias) da mão parética. ....	127
Figura 88: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética .....	128
Figura 89: Média da variável MaxY das três tentativas, das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias).....	128
Figura 90: Médias da variável MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H25 .....	129
Figura 91: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H25 .....	129
Figura 92: Médias da PMC das três tentativas, das quatro fases, mão não-parética e mão parética, H25.....	130
Figura 93: Médias das variáveis RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética, H25 .....	130
Figura 94: Médias das variáveis RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética, paciente H25 .....	130
Figura 95: Médias da variável PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H25 .....	131
Figura 96: Médias da variável RMR1 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética .....	132
Figura 97: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle. ....	133
Figura 98: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle. ....	133
Figura 99: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle .....	134
Figura 100: Resultados dos testes padronizados MAL_QT, MAL_QL e da variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta.....	135
Figura 101: Resultados dos testes padronizados MAL_QT, MAL_QL e da variável MaxY no decorrer das fases de coleta .....	135
Figura 102: Resultados do teste padronizado BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta.....	136
Figura 103: Resultados do teste padronizado BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta.....	136
Figura 104: Resultados do teste WMFT e do tempo de Acomodação no decorrer das fases de coleta.....	137

Figura 105: Resultados do teste NHPT e do tempo de Retorno no decorrer das fases de coleta .....	137
Figura 106: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pós 30 dias; (b) Tentativa 2 da mão parética na fase pós 30 dias .....	140
Figura 107: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases pós 30 e 90 dias da mão parética e pré, 3, 30 e 90 dias da mão não-parética do paciente H01 .....	141
Figura 108: Média da Inclinação Máxima em Y das três tentativas, das fases de coleta (pós 30 e 90 dias) da mão parética e das três fases da mão não-parética, paciente H01 .....	142
Figura 109: Médias da variável MVA das três tentativas, das fases de coleta (pós 30 e 90 dias) da mão parética e das três fases da mão não-parética, paciente H01 .....	142
Figura 110: Médias da variável espectrais PMC das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01 .....	143
Figura 111: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01 .....	143
Figura 112: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01 .....	144
Figura 113: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pós 3, 30 e 90, mão não-parética do paciente H01 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pós 30 e 90 dias, mão parética do paciente H01 e das três tentativas da mão não dominante do controle. ....	145
Figura 114: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de pós 3, 30 e 90 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pós 30 e 90 dias, mão parética do H01 e das três tentativas da mão não dominante do controle. ....	145
Figura 115: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle.....	146
Figura 116: (a) Tentativa 1 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 1 da mão parética na fase pré.....	148
Figura 117: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09. ....	149
Figura 118: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética. ....	150
Figura 119: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão parética.....	150
Figura 120: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética .....	151
Figura 121: Média da variável MaxY das três tentativas, das fases de coleta .....	151
Figura 122: Médias da variável MVA das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09 .....	152
Figura 123: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H25 .....	152
Figura 124: Médias da variável espectral PMC das três tentativas, das fases de coleta, mão não-parética e mão parética, paciente H09 .....	153
Figura 125: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09 .....	153
Figura 126: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09.....	153

Figura 127: Médias da variável PMC das três tentativas ao longo das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09.....	154
Figura 128: Médias das variáveis: (a) RMR1 e (b) RMR2 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	154
Figura 129: Médias das variáveis: (a) RMR1 e (b) RMR2 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética.....	155
Figura 130: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle. ....	156
Figura 131: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H19 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle.....	157
Figura 132: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle.....	157
Figura 133: Gráfico comparativo entre o teste BBT e a variável: (a) MaxY; (b) PMC.....	158
Figura 134: Gráficos comparativos entre o teste BBT e as variáveis espectrais RMR2(a) e RPMR2(b) .....	158
Figura 135: Gráfico comparativo entre o teste WMFT e etapa transporte da tarefa.....	159
Figura 136: Gráfico comparativo entre os testes MAL_QT e MAL_QL e as variáveis espectrais: (a) PMC e (b) PSMC .....	159
Figura 137: Gráfico comparativo entre o teste QUAL e a variável espectral: (a) PMC; (b) RPMR2.....	160
Figura 138: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética, todos os pacientes.....	164
Figura 139: Gráfico de dispersão das amostras da variável tempo de acomodação da mão parética e da mão não-parética .....	165
Figura 140: Média da Máxima inclinação em Y (MaxY) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes. ....	165
Figura 141: Gráfico de dispersão das amostras da variável MaxY da mão parética e da mão não-parética .....	166
Figura 142: Média da métrica da velocidade angular (MVA) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes .....	166
Figura 143: Gráfico de dispersão das amostras da variável MVA da mão parética e da não-parética.....	167
Figura 144: Média da variável PMC (pico de maior coeficiente da frequência) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes.....	167
Figura 145: Gráfico de dispersão das amostras da variável PMC da mão parética e da mão não-parética .....	168
Figura 146: Média da variável RPMR1 da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes.....	169
Figura 147: Gráfico de dispersão das amostras da variável RPMR1 da mão parética e da não-parética.....	169
Figura 148: Média da variável RMR3 da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes.....	170

Figura 149: Gráfico de dispersão das amostras da variável RMR3 da mão parética e da não-parética.....	170
Figura 150: Média da variável R2MP da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes.....	171
Figura 151: Gráfico de dispersão das amostras da variável R2MP da mão parética e da não-parética.....	171
Figura 152: Árvore de decisão para seleção de atributos, estrutura produzida pelo algoritmo J48 (Weka).....	172
Figura 153: Análise de valor preditivo baseada no mérito médio (medidas numérica retiradas da ferramenta Weka 3.8.3) .....	174
Figura 154: Média da Inclinação Máxima em Y das 3 tentativas dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante .....	175
Figura 155: Médias da variável espectral PMC das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante .....	176
Figura 156: Médias da variável espectral RPMRI das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante .....	176
Figura 157: Médias da variável espectral RMR3 das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante .....	177
Figura 158: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 1 .....	222
Figura 159: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 2 modelo 1 .....	222
Figura 160: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 2 modelo 2 .....	222
Figura 161: Peças usinadas em formato cilíndrico. Na imagem estão também as peças fabricadas para fixação no torno.....	224
Figura 162: Peças usinadas em torno CNC .....	224
Figura 163: (a) Peça usinada em torno de ultra-precisão; (b) Peça em usinagem.....	225
Figura 164: (a) Imagem panorâmica – SPMM versão 1; (b) Imagem panorâmica – SPMM versão 2.....	225
Figura 165: Processamento de Imagens, fases 1 a 3.....	229
Figura 166: Processamento de Imagens, fases 4 e 5.....	230
Figura 167: Áreas calculadas à partir das imagens de uma coleta .....	230
Figura 168: Altura e diâmetro do cilindro do SPMM .....	231
Figura 169: Imagem capturada pelo SPMM.....	231
Figura 170: Imagem planificada.....	232
Figura 171: Processamento de imagem para segmentar retângulo da imagem.....	233
Figura 172: Imagem original planificada – Paciente H10.....	234
Figura 173: Imagem resultante do processamento de imagem que utiliza a transformação de cor YCrCb.....	234
Figura 174: Resultado do modelo de cor HSV modificado com Otsu no canal H.....	235
Figura 175: Resultado do modelo de cor Luv com Otsu no canal L.....	235
Figura 176: Resultado do modelo de cor rgb com Otsu no canal r .....	236
Figura 177: Sensor Leap Motion com Sistema de referência.....	237
Figura 178: Gráfico dos pontos das articulações da mão capturados pelo Leap Motion .....	238
Figura 179: Mão com identificação dos marcadores inseridos para cálculo do ângulo de abdução entre polegar e indicador na análise tridimensional do movimento.....	239
Figura 180: Plotagem dos pontos referentes aos marcadores A, B e C da Figura 32 interligados, e do marcador posicionado na topo do copo (em azul). .....	239
Figura 181: Análise da amostra C04-E2 (controle C04, mão esquerda, segunda tentativa) ..	240
Figura 182: Análise da amostra C04-D3 (controle C04, mão direita, terceira tentativa).....	241
Figura 183: Análise da amostra C04-E3 (controle C04, mão esquerda, terceira tentativa) ...	241



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dimensões do SPMM.....	46
Tabela 2: Parâmetros espaço-temporais para meninos e meninas (Estudo 1).....	74
Tabela 3: Parâmetros espaço-temporais de acordo com a idade dos participantes. ....	74
Tabela 4: Adultos participantes do segundo experimento (Estudo 2).....	79
Tabela 5: Resultados dos tempos dos pacientes avaliados somente na fase de pré-tratamento, mão não-parética e mão parética .....	82
Tabela 6: Resultados dos tempos do paciente C avaliado nas fase de pré e pós-tratamento, mão mais afetada pelo AVC.....	83
Tabela 7: Resultados dos tempos do paciente D avaliado nas fase de pré e pós-tratamento, mão mais afetada pelo AVC.....	83
Tabela 8: Adultos participantes do experimento (Estudo 3) .....	89
Tabela 9: Forças de prensão e pinça referentes ao paciente H12, mão parética, no decorrer das fases de coleta.....	108
Tabela 10: Dados de referência de força de indivíduos saudáveis do sexo masculino, idade entre 65 e 69 anos .....	108
Tabela 11: Forças de prensão e pinça referentes ao paciente H25, mão parética, no decorrer das fases .....	123
Tabela 12: Dados de referência de força de indivíduos saudáveis do sexo masculino, idade entre 70 e 74 anos .....	123
Tabela 13: Forças de prensão e pinça referentes ao H01, mão parética, no decorrer das fases de coleta.....	139
Tabela 14: Forças de prensão e pinça referentes ao paciente H09, mão parética, no decorrer das fases pré, pós 3 e 30 dias .....	147
Tabela 15: Correlações entre as variáveis cinemáticas calculadas com dados de todos os pacientes do estudo .....	163
Tabela 16: Informações de saída do algoritmo J48.....	173
Tabela 17: Resultado da validação cruzada:.....	173
Tabela 18: Detalhamento por classe:.....	173
Tabela 19: Matriz de Confusão: .....	173
Tabela 20: Informações de saída do algoritmo.....	174
Tabela 21: Dados dos indivíduos controle (Estudo 3).....	175
Tabela 22: Especificações das Câmeras .....	203
Tabela 23: Especificações das lentes.....	203
Tabela 24: Especificações dos espelhos hiperbólicos .....	204
Tabela 25: Especificações das IMUs.....	204
Tabela 26: Dados do paciente A (Estudo 2).....	205
Tabela 27: Dados do paciente B (Estudo 2) .....	206
Tabela 28: Dados do paciente C, pré-tratamento (Estudo 2).....	207
Tabela 29: Dados do paciente C, pós-tratamento (Estudo 2) .....	208
Tabela 30: Dados do paciente D, pré-tratamento (Estudo 2) .....	209
Tabela 31: Dados do paciente D, pós-tratamento (Estudo 2).....	210
Tabela 32: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H10, mão esquerda (não-parética) ...	211
Tabela 33: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H10, mão esquerda (não-parética) ...	211
Tabela 34: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H10, mão direita (parética) .....	211
Tabela 35: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H10, mão direita (parética) .....	212
Tabela 36: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H12, mão esquerda (não-parética) ...	212
Tabela 37: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H12, mão esquerda (não-parética) ...	212

Tabela 38: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H12, mão direita (parética) .....	213
Tabela 39: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H12, mão direita (parética) .....	213
Tabela 40: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H25, mão esquerda (parética) .....	213
Tabela 41: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H25, mão esquerda (parética) .....	214
Tabela 42: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H25, mão direita (não-parética) .....	214
Tabela 43: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H25, mão direita (não-parética) .....	214
Tabela 44: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H01, mão esquerda (parética) .....	215
Tabela 45: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H01, mão esquerda (parética) .....	215
Tabela 46: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H01, mão direita (não-parética) ...	215
Tabela 47: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H01, mão direita (não-parética) ...	215
Tabela 48: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H09, mão esquerda (parética) .....	216
Tabela 49: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H09, mão esquerda (parética) .....	216
Tabela 50: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H09, mão direita (não-parética) ...	216
Tabela 51: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H09, mão direita (não-parética) ...	216
Tabela 52: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C1 (59 anos).....	217
Tabela 53: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C1 (59 anos).....	217
Tabela 54: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C2 (61 anos).....	217
Tabela 55: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C2 (61 anos).....	218
Tabela 56: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C4 (72 anos).....	218
Tabela 57: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C4 (72 anos).....	218
Tabela 58: Resultado do P-teste e <i>p</i> -valor comparando-se mão parética com mão não-parética dos pacientes do estudo #3, variáveis cinemática temporais (em negrito $p < 0,05$ ).....	219
Tabela 59: Resultado do P-teste e <i>p</i> -valor comparando-se mão parética com mão não-parética dos pacientes do estudo #3, variáveis cinemática espectrais .....	219

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AACD	- Associação de assistência à criança deficiente
ASN	- Avaliação Sensorial de Nottingham
AVD	- Atividades de vida diária
AVC	- Acidente vascular cerebral
BBT	- <i>Box and Block Test</i>
CCD	- <i>Charge-coupled device</i> (dispositivo de carga acoplada)
fps	- <i>Frames per second</i>
EESC	- Escola de Engenharia de São Carlos
IMU	- <i>Inertial measurement unit</i> (unidade de medidas inerciais)
LED	- <i>Light Emitting Diode</i> (diodo emissor de luz)
MAL	- Escala <i>Motor Activity Log</i>
MS	- Membro superior
MSA	- Membro superior afetado
NENEM	- Núcleo de estudos em neuropediatria e motricidade
NHPT	- <i>Nine-Hole Peg Test</i>
PC	- Paralisia cerebral
RMS	- <i>Root Mean Square</i>
SPMM	- Sensor de preensão e movimentos da mão
TCI	- Terapia por Contensão Induzida
UFSCar	- Universidade Federal de São Carlos
USP	- Universidade de São Paulo
WMFT	- <i>Wolf Motor Function Test</i>



# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	27
1.1	Motivação e Objetivos .....	29
1.2	Contribuições e Relevância do Trabalho.....	30
1.3	Organização.....	31
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	33
2.1	O movimento da mão e as atividades de vida diária .....	33
2.2	Movimento de alcance e preensão.....	33
2.3	Déficits no Movimento de Alcance e preensão .....	34
2.4	Avaliação .....	36
2.5	Suavidade do Movimento .....	42
3	MATERIAIS.....	45
3.1.	SENSOR DE PREENSÃO E DE MOVIMENTOS DA MÃO .....	45
3.1.1.	Sistema de Visão Computacional .....	46
3.1.2.	Sistema de Medida de Movimentos .....	50
3.1.2.1.	Eixos de Coordenadas das IMU Bosch .....	51
3.1.2.2.	Experimento para Validação da Posição e Velocidade Angulares da IMU.....	52
4	MÉTODOS.....	57
4.1	Configuração do experimento.....	57
4.1.1	SPMM Controle .....	57
4.1.2	Protocolo experimental.....	57
4.1.3	Testes padronizados:.....	60
4.2	Análise de Dados .....	62
4.2.1	Análise Cinemática .....	62
4.2.1.1	Análise Temporal.....	62
4.2.1.2	Análise Espectral.....	65
4.3	Imagem de preensão.....	69
4.4	Mineração de dados.....	71
5	ESTUDO DE CASO 1 .....	73
5.1.	Participantes.....	73
5.2.	Resultados da análise cinemática .....	73
5.3.	Análise Preliminar da Postura de Preensão .....	75
5.4.	Conclusões.....	76
6	ESTUDO DE CASO 2 .....	79
6.1.	Participantes.....	79

6.2.	Resultados da Análise Cinemática.....	80
6.3.	Análise Preliminar da Postura de Mão.....	83
6.4.	Conclusões.....	86
7	ESTUDO DE CASO 3 .....	89
7.1.	Participantes.....	89
7.2.	Resultados .....	90
7.2.1.	Análise Cinemática do paciente H10.....	90
7.2.1.1.	Análises qualitativas .....	90
7.2.1.1.1.	Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y) .....	91
7.2.1.1.2.	Acelerações e velocidade angular em Y.....	92
7.2.1.1.3.	Velocidade angular em Y no Domínio da frequência .....	93
7.2.1.2.	Análises quantitativas .....	94
7.2.1.2.1.	Comparação entre a mão parética e mão não-parética.....	94
7.2.1.2.2.	Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H10 e indivíduo controle pareado (59 anos):.....	102
7.2.1.2.3.	Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.....	104
7.2.1.3.	Conclusões – Paciente H10 .....	106
7.2.2.	Análise Cinemática do paciente H12.....	107
7.2.2.1.	Análises qualitativas .....	109
7.2.2.1.1.	Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y) .....	109
7.2.2.1.2.	Acelerações e velocidade angular em Y.....	110
7.2.2.2.	Análises quantitativas .....	110
7.2.2.2.1.	Comparação entre a mão parética e mão não-parética.....	110
7.2.2.2.2.	Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H12 e indivíduo controle pareado (61 anos).....	117
7.2.2.2.3.	Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.....	119
7.2.2.3.	Conclusões – Paciente H12 .....	121
7.2.3.	Análise Cinemática do paciente H25.....	123
7.2.3.1.	Análises qualitativas .....	123
7.2.3.1.1.	Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y) .....	123
7.2.3.1.2.	Acelerações e velocidade angular em Y.....	124
7.2.3.2.	Análises quantitativas .....	125
7.2.3.2.1.	Comparação entre a mão parética e mão não-parética.....	126
7.2.3.2.2.	Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H25 e indivíduo controle pareado (72 anos).....	132
7.2.3.2.3.	Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.....	134
7.2.3.3.	Conclusões - paciente H25 .....	137

7.2.4.	Análise Cinemática do paciente H01.....	139
7.2.4.1.	Análises qualitativas.....	139
7.2.4.1.1.	Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y).....	140
7.2.4.1.2.	Acelerações e velocidade angular em Y.....	140
7.2.4.2.	Análises quantitativas.....	140
7.2.4.2.1.	Comparação entre a mão parética e mão não-parética.....	141
7.2.4.2.2.	Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H01 e indivíduo controle pareado (59 anos).....	144
7.2.4.3.	Conclusões - paciente H01.....	146
7.2.5.	Análise Cinemática do paciente H09.....	147
7.2.5.1.	Análises qualitativas.....	147
7.2.5.1.1.	Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y).....	147
7.2.5.1.2.	Acelerações e velocidade angular em Y.....	148
7.2.5.2.	Análises quantitativas.....	148
7.2.5.2.1.	Comparação entre a mão parética e mão não-parética.....	148
7.2.5.2.2.	Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H09 e indivíduo controle pareado (61 anos).....	155
7.2.5.2.3.	Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.....	157
7.2.5.2.4.	Conclusões - paciente H09.....	160
7.2.6.	Análise geral.....	161
7.2.6.1.	Análise cinemática.....	161
7.2.6.2.	Mineração de dados.....	172
7.2.6.2.1.	Classificação por árvore de decisão (J48).....	172
7.2.6.2.2.	Seleção de atributos.....	174
7.2.7.	Análise Dados de Controle.....	175
7.2.8.	Conclusões Gerais do Estudo 3.....	177
8	DISCUSSÃO.....	179
9	CONCLUSÕES.....	189
	REFERÊNCIAS.....	191
	APÊNDICE 1.....	203
	APÊNDICE 2.....	205
	APÊNDICE 3.....	211
	APÊNDICE 4.....	221
	APÊNDICE 5.....	227
	APÊNDICE 6.....	237
	ANEXO 1.....	243

## 1 INTRODUÇÃO

Atividades de vida diária (AVDs) tais como realização de cuidados pessoais, alimentação, atividades profissionais, cozinhar, costurar, cuidar de bebês e crianças, tocar um instrumento musical, atividades escolares como escrever, pintar, recortar entre muitas outras, requerem um amplo espectro de habilidades manuais.

Alguns problemas de saúde podem prejudicar a utilização dos membros superiores e reduzir significativamente a participação do indivíduo nas AVDs. Estes problemas podem ser decorrentes de lesões periféricas ou lesões do sistema nervoso central. As lesões cerebrais além de prejudicarem a função manual, provocam déficits funcionais, cognitivos, de memória entre outros. As lesões periféricas podem ser tão devastadoras quanto às cerebrais no que diz respeito à função manual, dependendo do nervo afetado.

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a principal causa de incapacidade funcional e é uma das principais causas de morte do mundo, atingindo em sua grande maioria pessoas acima de 55 anos. Quando não leva ao óbito, o AVC pode provocar alterações e sequelas que podem ser sensitivas, motoras ou cognitivas que interferem na capacidade funcional e na qualidade de vida dos indivíduos (BEZERRA et al., 2013; DOMBOVY, 2009).

Com o intuito de favorecer a utilização dos membros, minimizar sequelas e ampliar o grau da participação de pacientes nas atividades de vida diária e no contexto social, várias abordagens e recursos terapêuticos nas áreas da fisioterapia e terapia ocupacional estão disponíveis.

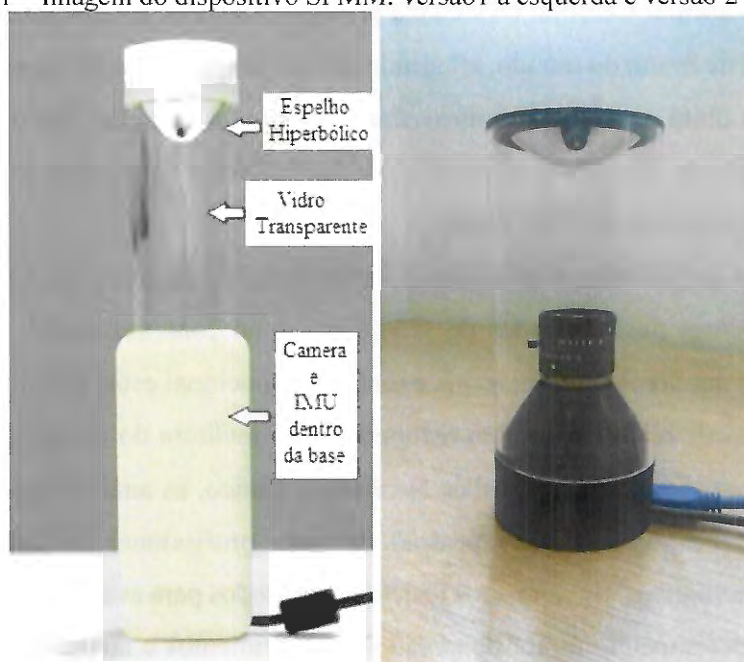
Em programas de reabilitação para recuperação ou melhora do desempenho funcional, uma etapa importante é a avaliação de melhorias. No âmbito clínico, as análises de evolução podem ser qualitativas, dependentes da avaliação pessoal de cada profissional da área, ou baseadas em questionários, ou quantitativas, os chamados testes padronizados para avaliação funcional do membro superior a partir do desempenho motor observado em movimentos e tarefas solicitados ao paciente (DEMATTEO et al., 1993; LANG et al., 2013; RANDALL et al., 2001). Também são utilizados pelos terapeutas alguns instrumentos validados para mensurar os efeitos da reabilitação de forma quantitativa, como o dinamômetro que mede a força empregada (BERTRAND et al., 2007); o goniômetro para a medida de ângulos articulares e acelerômetros para estudo da cinemática que analisa a velocidade, aceleração, desaceleração, também para auxílio na medida de gasto energético (MICHAELSEN et al., 2013).

O estudo de déficit motor dos membros superiores, como consequência de problemas neurológicos, requer a investigação de grandezas físicas presentes em funcionalidades de manipulação específicas. Estas medidas, cinemáticas, de qualidade de movimentos e preensão, colaboram com a avaliação quantitativa do déficit motor, que pode levar a melhoria das estratégias

de reabilitação tão bem quanto auxiliar no desenvolvimento de novas tecnologias para reabilitação. Tecnologias essas que habilitem aquisição simultânea de dados e integrem variáveis qualitativas e quantitativas, permitindo análises correlacionadas de dados obtidos na mesma execução de um protocolo de movimento e preensão.

Esta pesquisa propõe a avaliação do Sensor de Preensão e de Movimentos da Mão (SPMM) apresentado por Rocha et al. (2016) e exibido na Figura 1, dispositivo desenvolvido pelo Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) da Universidade de São Paulo (USP), em parceria com o Núcleo de Estudos em Neuropediatria e Motricidade (NENEM) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) e aperfeiçoado em parceria com o Departamento de Engenharia Mecânica também da UFSCar. O equipamento se propõe a medir a qualidade da preensão e grandezas cinemáticas dos movimentos do membro superior.

Figura 1 – Imagem do dispositivo SPMM: versão 1 à esquerda e versão 2 à direita.



Fonte: próprio autor

Além da capacidade de diversas medidas simultâneas e em sincronismo, este dispositivo é atraente quando comparado com os demais sistemas baseados na estereofotogrametria<sup>1</sup> devido à sua característica portátil, ao tamanho reduzido de seu sistema e ao tempo reduzido necessário para avaliação mediante execução de uma tarefa funcional que envolva preensão. Permite a aquisição de dados de forma determinística e se baseia em grandezas físicas como tempo, ângulos de Euler,

<sup>1</sup> Essa técnica consiste na aquisição de uma imagem tridimensional a partir de um ou mais pares de estereofotografias, sendo o sufixo “fotogrametria” relacionado à possibilidade de se realizarem medidas na foto tridimensional (Ladeira et al., 2013).

velocidade e aceleração, também em informações extraídas de imagens da preensão, que são a base para proposta de métodos de análise para avaliações quantitativas e qualitativas de membro superior.

Atualmente, o padrão “ouro” dos métodos de avaliação quantitativa é a análise de movimento tridimensional, considerada pelos especialistas em reabilitação como a ferramenta mais sensível para avaliação da eficácia de intervenções (MURPHY et al., 2018). Apesar das inúmeras vantagens do emprego desta metodologia, ela usualmente requer ampla infraestrutura, equipamentos sofisticados, dispendiosos e que necessitam frequente manutenção e procedimento rotineiro de calibração. Além disso, por necessitar de um local dedicado, pacientes precisam se deslocar para avaliação, o que pode ser uma restrição (ZHOU; HU, 2008). Por essa razão e também considerando o avanço da tecnologia no sentido de desenvolvimento de equipamentos menores e portáteis, é conveniente a construção de dispositivos que possibilitem uma criteriosa análise do movimento de forma ágil e em qualquer ambiente, seja no contexto terapêutico, domiciliar ou escolar.

## 1.1 Motivação e Objetivos

Sendo o SPMM um equipamento portátil, que poderá ser utilizado em âmbito clínico, de fácil e rápida utilização, a principal motivação desta pesquisa foi o desafio de identificar possibilidades de novas avaliações quantitativas com o uso do equipamento em pacientes com danos neurais, por meio do estudo dos sinais dos sensores, geração de indicadores, da comparação desses indicadores da mão parética, onde existe déficit motor, com a mão não parética, bem como comparação com dados de controle e testes padronizados.

Espera-se que as análises obtidas com o SPMM possam auxiliar os terapeutas na definição de estratégias mais eficientes de reabilitação dos membros superiores bem como auxiliar o desenvolvimento de novas tecnologias de reabilitação.

O desafio e discussão apresentada na Introdução dão suporte às questões que motivam o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa:

*O SPMM tem capacidade de identificar e/ou quantificar déficit de membro superior?*

*O SPMM tem capacidade de identificar e/ou quantificar melhoria mediante um processo de reabilitação?*

Considerando as questões motivadoras supracitadas, o objetivo desta pesquisa foi estudar a capacidade de avaliação de movimento e preensão do SPMM mediante a execução de uma tarefa funcional, comparando indicadores, obtidos através dos dados dos sensores, do membro superior parético com os indicadores do não-parético em indivíduos crônicos de AVC. Também comparar indicadores do membro não-parético com indicadores do membro dominante de indivíduo controle e do membro parético com o não dominante do controle. Outra possibilidade é comparar dados do



SPMM com dados de testes padronizados e análise tridimensional do movimento. Como objetivo secundário, estudar a capacidade de avaliação de progresso mediante processo de reabilitação de membro superior.

## 1.2 Contribuições e Relevância do Trabalho

A contribuição principal deste estudo é o trabalho de base com o equipamento SPMM, que se propõe de forma ágil e portátil fazer avaliação quantitativa e qualitativa de membro superior. No futuro próximo poderá auxiliar em âmbito clínico profissionais da saúde a avaliar déficit de membro superior tanto de pacientes de doenças neurológicas bem como no envelhecimento de pessoas saudáveis, ajudando a estabelecer metas de treinamento de reabilitação bem como balizar expectativas de recuperação por parte dos pacientes.

Foram várias as contribuições de projeto de pesquisa, entre elas:

- A aquisição síncrona de dados (imagens, IMU e Leap Motion), com a construção do *software* SPMM Controle;
- Projeto e fabricação da versão 2 do SPMM, com melhor definição das imagens planificadas;
- Proposta de novas análises cinemáticas do movimento mediante desenvolvimento de metodologia para avaliação de métricas temporais e espectrais;
  - Estudo de segmentação de mão em imagens planificadas;
  - Cálculo da área de prensão nas imagens planificadas;
  - Estudo com crianças típicas;
  - Estudo com indivíduos crônicos de AVC;
  - Estudo com adultos saudáveis pareados aos pacientes de AVC;
  - Introdução de técnicas de mineração de dados na metodologia de análise de dados.

A relevância é não somente o estudo e análise de um equipamento novo, com potencial de se tornar um produto a ser industrializado e comercializado, mas também o desenvolvimento de uma metodologia de análises novas da qualidade de prensão integradas com análises novas do movimento executado pela tarefa funcional.

### 1.3 Organização

Estruturalmente este texto está organizado da maneira descrita a seguir.

No Capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica científica que aborda a importância e função da mão humana e da preensão palmar, o conceito do movimento de alcance e preensão, bem como os déficits de membro superior e suas consequências nas atividades de vida diária, formas de reparação, ou seja, a importância de um processo de reabilitação de membros superiores bem como as principais ferramentas utilizadas na avaliação de déficit e de progresso de um processo de reabilitação de membros superiores e trabalhos propostos na área.

No capítulo 3, Materiais, o dispositivo SPMM é apresentado, com detalhamento dos seus sistemas de visão computacional e de medidas do movimento. Este capítulo também apresenta as especificações do desenvolvimento da nova versão e para finalizar, introduz o sensor Leap Motion, utilizado para captar a posição espacial das articulações da mão.

Capítulo 4 traz a metodologia proposta para o projeto, as configurações do experimento, o *software* desenvolvido para aquisição síncrona de dados, os testes padronizados utilizados para comparação de resultados, análise cinemática temporal e espectral, também o cálculo do ângulo de abdução entre o polegar e o indicador e a transformação da imagem omnidirecional em imagem panorâmica.

Nos capítulos seguintes, três estudos diferentes realizados com o SPMM são descritos, com detalhes dos participantes, resultados e conclusões. Os estudos foram separados por capítulos tendo-se em mente as suas particularidades. O primeiro foi conduzido com crianças típicas e está detalhado no capítulo 5, o segundo, conduzido com quatro indivíduos crônicos de AVC, foi um estudo preliminar em adultos com déficit de membro superior e está detalhado no capítulo 6. No capítulo 7 é apresentado o detalhamento de novo estudo realizado com indivíduos crônicos de AVC, e nesta oportunidade os pacientes puderam ser analisados em quatro fases distintas: no pré treinamento, 3 dias após a intervenção, 30 e 90 dias após. Este estudo possui resultados animadores quanto à capacidade do SPMM em quantificar déficit de membro superior através de dados do movimento.

A discussão está no capítulo 8 e as conclusões e oportunidades de trabalhos futuros estão apresentados no capítulo 9. Em seguida estão as referências bibliográficas.

No Apêndice 1 estão as tabelas contendo as especificações técnicas das câmeras, lentes e IMUs utilizados nos modelos do SPMM. No Apêndice 2 estão as tabelas contendo gráficos das acelerações e inclinação em Y do dispositivo e as imagens panorâmicas de preensão do instante anterior ao início do movimento de levar o copo à boca (Estudo de Caso 2). No Apêndice 3 estão as tabelas com os resultados das variáveis cinemáticas e dos testes estatísticos entre mão parética e mão não-parética, referentes ao estudo de caso 3. No Apêndice 4 estão os detalhes do desenvolvimento da



versão 2 do SPMM. Por fim, no Apêndice 5 está a descrição da Metodologia desenvolvida para o processamento de imagens com método para cálculo da área de prensão e resultados relativos ao estudo 3. No Apêndice 6 está a descrição do material Leap Motion e Metodologia desenvolvida para medida do ângulo de abdução entre os dedos polegar e indicador e comparação com a mesma medida efetuada com dados adquiridos pelo sistema tridimensional de medidas do movimento (Câmeras Qualisys).

No Anexo I foram inseridos os documentos referentes ao Comitê de Ética, Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e Termo de Assentimento.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 O movimento da mão e as atividades de vida diária

Segundo Sartorio et al. (2013), destreza manual é uma habilidade fundamental na realização de atividades de vida diária (AVDs). Esta habilidade de desempenhar AVDs, é conhecida na literatura por habilidade funcional. Em outras palavras, habilidade funcional é a habilidade dos seres humanos de desempenhar tarefas funcionais, ou movimentos de membro superior que dependem do propósito da tarefa bem como da forma, posição e orientação do objeto-alvo (TROMBLY; WU, 1999). A capacidade funcional do indivíduo é determinada pela sua habilidade funcional, ou seja, pelo cumprimento das demandas da tarefa por meio da interação com o ambiente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT; DE LOURDES GIANINI, 2003).

O controle motor é a capacidade de regular ou orientar os mecanismos essenciais para o movimento, que emerge da interação entre o indivíduo, a tarefa e o ambiente. O movimento surge da interação entre processos múltiplos, incluindo os associados à percepção, à cognição e à ação (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT; DE LOURDES GIANINI, 2003).

Sendo que o movimento da mão faz parte de quase todas as AVDs que o ser humano realiza, uma restrição em seu uso pode significar diminuição de qualidade de vida e perda de autonomia (FONSECA, 2006).

### 2.2 Movimento de alcance e preensão

De acordo com Bennett e Castiello (1994), o movimento de alcance e preensão é feito pelos humanos de forma rotineira no contexto das AVDs. É um movimento bem caracterizado experimentalmente e que tem sido particularmente utilizado para evidenciar distúrbios em muitos tipos de comprometimentos neurológicos em vários níveis, em populações de diferentes idades, incluindo crianças e recém-nascidos.

De acordo com Coluccini et al. (2007), o alcance e preensão de objetos são a base para aquisição de habilidades manuais mais complexas e envolvem uma combinação de alcance, preensão, transporte e liberação. A interação manual com objetos começa bem cedo no estágio de desenvolvimento motor do ser humano, perto dos 4 meses, um bebê é capaz de dirigir o braço em direção ao alvo e pegá-lo (VON HOFSTEN; LINDHAGEN, 1979). Segundo relatos do mesmo autor, nesta fase, movimentos dos membros superiores que se referem à preensão são marcados por alta variação na velocidade, amplitude e duração ao longo da trajetória percorrida (VON HOFSTEN, 1991). Análise cinemática de alcance em bebês revela uma trajetória irregular e desajeitada com

muitas acelerações, desacelerações e correções, denominadas unidades de movimento (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT; DE LOURDES GIANINI, 2003; VON HOFSTEN, 1991; VON HOFSTEN; LINDHAGEN, 1979). Nos meses seguintes, os movimentos vão se tornando mais suaves e fluentes, o que é demonstrado por trajetórias mais retilíneas, decréscimo no número de unidades de movimento e aumento da velocidade de execução da tarefa (THELEN et al., 1993; VON HOFSTEN, 1991). Até o final do décimo ano de vida de crianças típicas, o desenvolvimento das habilidades de preensão está completo, o que é demonstrado por padrões cinemáticos bem estabelecidos (KUHTZ-BUSCHBECK et al., 1998; PARÉ; DUGAS, 1999).

Especialmente na infância, o desenvolvimento perceptivo-motor está intimamente relacionado com o desenvolvimento cognitivo, uma vez que ações exploratórias em objetos são essenciais para construir o conhecimento (CORBETTA; SNAPP-CHILDS, 2009; ROSENGREN; SAVELSBERGH; VAN DER KAMP, 2003; VON HOFSTEN, 2009). Por este motivo, deficiências mental, motora, e/ou sensorial causadas por vários fatores podem levar a atraso em ambos desenvolvimentos físico e mental. Entre esses fatores estão prematuridade e condições diagnosticadas como lesões encefálicas congênicas ou adquiridas, como PC, AVC, síndromes genéticas como síndrome de Down e malformações congênicas, como artrogripose múltipla congênita (KING; LOGSDON; SCHROEDER, 1992). Parte destas causas demandam processos de longo prazo de reabilitação dos movimentos das mãos (COLUCCINI et al., 2007; JASPERS et al., 2009; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT; DE LOURDES GIANINI, 2003).

Muitos trabalhos de pesquisa do movimento dos membros superiores têm o foco na fase de alcance (CARVALHO; TUDELLA; SAVELSBERGH, 2007; CARVALHO et al., 2008; FAGARD, 2000; ROCHA; SILVA; TUDELLA, 2006; TOLEDO; SOARES; TUDELLA, 2012), ou seja, na capacidade de direcionar o braço até um alvo e tocá-lo.

Ao tocar e agarrar objetos entra-se na preensão. Segundo Jeannerod (1988), a preensão, ou a ação de pegar objetos, é um aspecto fundamental de destreza e uma das principais características do comportamento humano.

Segundo Kuzala e Vargo (1992) medida de força de preensão, quando feita de forma adequada, pode fornecer informações objetivas e quantificáveis para mensurar a função da mão. Karabiber et al. (2011) relata que a força de preensão além de ser um bom parâmetro para avaliar a função da mão, também o é para explorar a força muscular geral e o estado de saúde do indivíduo.

### 2.3 Déficits no Movimento de Alcance e preensão

De acordo com Trombly e Wu (1999), um dos maiores comprometimentos funcionais de indivíduos vítimas de lesão central, como acidente vascular cerebral, acontece nos membros

superiores. O déficit de membro superior é mais evidente no membro contralateral ao lado da lesão cerebral, embora segundo Sugarman et al. (2001), independente do hemisfério cerebral afetado, a destreza pode estar comprometida em ambas as mãos.

A mão parética do paciente de AVC perde sinergia entre o controle dos flexores com os antagonistas, ou seja, apresenta alteração no controle motor, deixando de ser utilizada pelo paciente em muitas atividades de vida diária. Quando a mão parética é a dominante, esta assume o papel da mão não dominante, enquanto a mão não-parética, a não dominante e menos habilidosa, assume funções de dominante (RINEHART et al., 2009).

Movimento de alcance e preensão em indivíduos com algum comprometimento de membro superior por lesão central é executado de forma segmentada devida a fatores como fraqueza muscular, tônus muscular anormal, ajuste de postura atípico, sinergias de movimento anormais, perda de mobilidade entre escápula e ombro, coordenação entre as articulações deficientes durante movimentos voluntários (CIRSTEA; LEVIN, 2000; LEVIN et al., 2004). Quando a curva de velocidade de movimentos de alcance foi avaliada para estes indivíduos, ela mostrou decréscimo na velocidade do movimento, na linearidade da trajetória e perda de suavidade (MICHAELSEN et al., 2004).

Segundo Kleim e Jones (2008), o reparo de déficits motores de pacientes pós-AVC é possível devido à neuroplasticidade do sistema nervoso, também conhecida como plasticidade neuronal, que é a capacidade adaptativa do sistema nervoso de mudar e moldar-se a nível estrutural e funcional ao longo do desenvolvimento neuronal quando sujeito a novas experiências. Esta característica única faz com que os circuitos neuronais sejam maleáveis e está na base da formação de memórias e da aprendizagem bem como na adaptação a lesões e eventos traumáticos ao longo da vida adulta (KLEIM; JONES, 2008).

De acordo com Murphy e Corbett (2009), um trauma cerebral causado por AVC isquêmico ou hemorrágico, leva a alterações nas redes neuronais e enfraquecimento do sistema sensitivo, motor e cognitivo. A recuperação que ocorre após um episódio de AVC não restabelece totalmente as funções iniciais, visto que ocorre a perda de neurônios que desempenham funções específicas. Sendo assim, é difícil distinguir se a melhora do paciente é devida a uma recuperação, ou a um reaprendizado ou a uma combinação de ambos. Muitos dos mecanismos que estão por base na recuperação são muito similares aos envolvidos na plasticidade do cérebro não lesado, sendo que a recuperação após lesão cerebral pode continuar durante anos com a capacidade de reorganização do cérebro adulto. Os autores relatam as premissas: mecanismos de recuperação de AVC são baseados em mudanças estruturais e funcionais dos circuitos cerebrais que possuem funções relacionadas com aquelas afetadas pelo AVC; esses mecanismos seguem regras similares àquelas que possuíam durante o

desenvolvimento do sistema nervoso e plasticidade dependente de experiências (MURPHY; CORBETT, 2009).

Ainda segundo Murphy e Corbett (2009), o processamento sensorial e motor é tipicamente controlado pelos neurônios do hemisfério oposto ao onde ocorreu a lesão. O uso dessa região na recuperação reduz a ativação da lateralização. No entanto, as recuperações mais bem-sucedidas ocorrem em indivíduos que apresentam padrões normais de lateralização relativamente à ativação sensorial no hemisfério em que o AVC tenha ocorrido, enquanto indivíduos com AVCs maiores, que muitas vezes mostram ativação bilateral cortical, normalmente apresentam menor recuperação completa. A aprendizagem induz mudanças nos circuitos cerebrais e a aquisição de novas habilidades promove a modificação das redes neuronais, desta forma, é provável que a re-aprendizagem, que é a base da reabilitação em casos de AVC, use princípios similares nos circuitos lesionados.

De acordo com Nowak (2008), tratamentos cirúrgicos e fisioterápicos são indicados para recuperação, mesmo que parcial, da função prejudicada. Neste contexto, é necessário avaliar a qualidade do movimento de alcance e preensão, para num primeiro momento avaliar déficit, depois monitorar recuperação, e avaliar estratégias de tratamento visando melhorar a função prejudicada (NOWAK, 2008).

## 2.4 Avaliação

De acordo com Nowak, Hermsdörfer e Topka (2003), avaliação num processo de reabilitação tem uma grande importância pois possibilita qualificar e quantificar o déficit, ou seja, as sequelas após. É mediante resultados de avaliação que o tratamento pode ser planejado com foco nos danos causados pelo evento vascular. As informações obtidas com a avaliação permitem estabelecer metas quanto ao prognóstico do paciente bem como norteiam o programa de tratamento. Segundo Soares et al. (2011a) é através da avaliação que a recuperação ou melhora do desempenho funcional podem ser quantificadas, e desta forma, as expectativas dos familiares e do próprio paciente com relação à recuperação funcional podem ser discutidas com mais clareza e confiabilidade.

Nos últimos anos, a tecnologia evoluiu, fornecendo meios para quantificar o déficit da mão de forma objetiva, como medidas cinéticas e cinemáticas relacionadas às tarefas funcionais em atividades de vida diária (COLUCCINI et al., 2007). Análise cinemática descreve os movimentos do corpo através do tempo e do espaço (MURPHY et al., 2018), incluindo deslocamentos lineares e angulares, velocidades e acelerações.

Uma das dificuldades de se avaliar o desempenho motor com métodos cinemáticos é a padronização do tipo de tarefa que melhor represente as capacidades funcionais dos indivíduos, que incorpore o maior número de articulações possível do membro a ser avaliado e que seja desafiadora

suficiente para revelar o déficit motor. Segundo Butler et al. (2010a), a tarefa de “beber água” possibilita uma avaliação padronizada no pré e pós-intervenção, pelos padrões cinemáticos consistentes obtidos entre crianças típicas e significantes diferenças em crianças com paralisia cerebral. Essa tarefa compreende um ciclo de alcance com preensão que pode ser decomposto em fases: alcançar e apreender o copo posicionado sobre uma mesa, transportá-lo até a boca e retorná-lo ao local de origem. Tais fases englobam componentes de movimento variados do membro superior, abrangendo suas principais articulações e, assim, apresentando o potencial de identificar e diferenciar tipos de desordens motoras (BUTLER et al., 2010b).

Lang et al. (2013) apresentaram uma revisão com o objetivo de abordar formas disponíveis de avaliar a extremidade superior após o AVC. Muitas medidas estão disponíveis para avaliação de membro superior em ambiente clínico e podem ser divididas em duas categorias: medidas de desempenho e questionários. As medidas de desempenho mais utilizadas são *Action Research Arm Test* (ARAT), *Box and Blocks Test* (BBT), *Chedoke Arm and Hand Activity Inventory* (CAHAI), *Jebsen-Taylor Hand Function Test* (JTT), *Nine-Hole Peg Test*, e o *Wolf Motor Function Test* (WMFT). Os questionários mais utilizados são *Stroke Impact Scale* (SIS) e *Motor Activity Log* (MAL). Não existe uma regra de qual teste utilizar para um determinado paciente de AVC. Não existe uma medida única que encapsule o desempenho de toda gama de atividades do membro superior. Estudos como o de Terranova (2016) discutem as dificuldades inerentes ao contexto da escolha e administração de diferentes instrumentos de avaliação. Esse tipo de teste avalia cada tarefa como um todo, ou seja não contempla avaliação das fases que compõe um movimento (manipulação do objeto, transporte e retorno). Outra característica é que esses testes são confiáveis e sensíveis para medir grandes mudanças no desempenho motor, mas têm menos sensibilidade a mudanças menores e mais específicas (CARPINELLA; CATTANEO; FERRARIN, 2014).

Força de preensão também é utilizada como medida de desempenho de membro superior, em trabalhos como o de Harris e Eng (2007) essas medidas são correlacionadas com resultados de testes de destreza e escalas de déficits padronizadas.

Soares et al. (2011b) conduziram estudo com propósito de analisar o valor preditivo da dinamometria de preensão manual para recuperação do membro superior parético por AVC com 43 pacientes hemiparéticos pós-AVC. Alguns testes como Escala de movimento da mão (EMM), Estesiometria, Teste de caixa e blocos, 9 buracos e pinos, Escala de Ashworth modificada e Índice de Barthel foram relacionados com a dinamometria de preensão manual. Os resultados apontaram que a dinamometria de preensão manual apresenta boa correlação com Escala de movimento da mão e, contrariamente, os testes de destreza manual, a sensibilidade e o índice de independência funcional não apresentaram valores significativos.



Bertrand et al. (2007) avaliaram a confiabilidade de medidas de força estática máxima de cinco grupos musculares de braço e de relações de força (parético / não parético) em indivíduos com hemiparesia pós-AVC. A principal conclusão foi que medidas de força máxima de grupos musculares do braço em indivíduos com hemiparesia são confiáveis.

Os acelerômetros fazem aquisição de dados da aceleração do movimento, e de acordo com a literatura, são sistemas inerciais muito usados para monitorar, avaliar e analisar movimentos humanos (GODFREY et al., 2008). Giroscópios, que fornecem informações dinâmicas através da velocidade angular, têm se mostrado úteis na análise de movimentos humanos tais como marcha (GOUWANDA; SENANAYAKE, 2011).

Além do exposto acima, o uso de acelerômetro é um procedimento de baixo custo que permite a avaliação quantitativa detalhada do movimento de membro superior em diferentes ambientes. Essa abordagem não requer sistemas de análise complexos e estudos mostram que as medidas obtidas com uso de acelerômetros refletem com precisão as características motoras do membro superior parético em atividades diárias (CALAUTTI et al., 2006; USWATTE et al., 2005).

O estudo de Michaelsen et al. (2013) utiliza um acelerômetro para avaliar a cinemática do movimento de alcance e preensão de indivíduos com hemiparesia. Participaram deste estudo oito indivíduos ( $59,4 \pm 6,9$  anos) com hemiparesia crônica ( $50,9 \pm 25,8$  meses pós-AVC). Para avaliação cinemática foi utilizado um acelerômetro triaxial (EMG Systems do Brasil) fixado no antebraço. Os indivíduos realizaram 10 movimentos de alcançar uma garrafa de 500 ml com o membro superior parético e o não parético. As variáveis espaço-temporais calculadas foram tempo de movimento, tempo para alcançar o pico de velocidade absoluto e relativo, duração relativa da desaceleração, tempo para alcançar o pico de aceleração e pico de aceleração da mão. Como resultados, os movimentos foram mais lentos no membro superior parético com maiores: tempo de movimento, tempo para alcançar o pico de aceleração e duração da desaceleração. Como conclusão, a utilização do acelerômetro permitiu identificar alterações no movimento de alcance em indivíduos com hemiparesia. Quando sistemas mais complexos não estão disponíveis, acelerômetros podem ser uma alternativa para medir o movimento do membro superior, segundo o autor.

Wade et al. (2014) conduziram estudo usando acelerômetros nos pulsos, para determinar se análises espectrais explicam a variabilidade da qualidade conhecida do movimento cinemático temporal (duração do movimento, número de picos, *jerk*<sup>2</sup>) para tarefas de alcance-preensão. Dez indivíduos com AVC crônico realizaram tarefas funcionais com ambas as mãos. Medidas temporais e espectrais foram extraídas para cada gesto. O objetivo foi determinar a natureza da relação entre medidas espectrais e medidas temporais conhecidas de desempenho (duração do movimento, número

---

<sup>2</sup> *Jerk* é a taxa de variação da aceleração, ou seja, a derivada da aceleração em função do tempo, a segunda derivada da velocidade, ou a terceira derivada da posição.

de picos, e *mean squared jerk cost*) durante movimentos de alcance e preensão simulando AVDs. Essas medidas dependentes foram selecionadas porque sua relação com as métricas de capacidade motora, como eficiência, controle motor, suavidade e coordenação, está bem estabelecida para movimentos de membro superior. Para cada tarefa executada, foram calculados aceleração resultante, tempo total do movimento, número de picos e o *mean squared jerk cost* segundo descrito por Hogan e Sternad (2009). Para cálculo das variáveis espectrais foi utilizada a resultante da aceleração e variáveis baseadas na razão entre dois intervalos espectrais foram propostas. Como resultados, Wade et al. (2014) estabeleceram que as medidas espectrais dos dados de acelerometria são sensíveis às diferenças de desempenho entre os membros não-parético e parético e com o objeto presente e ausente, para tarefas inspiradas nas AVDs. Estas medidas cinemáticas espectrais, quando combinadas com o conhecimento do domínio clínico, terão o potencial de fornecer uma maior percepção dos mecanismos de recuperação de pacientes de AVC.

O trabalho de pesquisa de Lee, Leo e Zhang (2011) fez uma análise exploratória de dados utilizando um cubo contendo um sensor de força e um acelerômetro embarcados, e foi capaz de medir a capacidade do indivíduo de executar algumas ações de alcance e preensão de objetos. Várias formas de medir o movimento foram analisadas para obter métrica quantitativa da capacidade de preensão do paciente. Uma pessoa saudável participou da pesquisa, primeiro executando movimentos normais e depois simulando movimentos de uma pessoa com deficiência. Foi possível mostrar como sensores embarcados em objeto utilizado para reabilitação podem melhorar muito a informação sobre movimento de membro superior e preensão de uma pessoa. Pela análise espectral dos sinais emitidos pelo acelerômetro, produzidos pela simulação de movimentos deficientes, foi possível distinguir quatro tipos de movimento.

A disponibilização de sistemas avançados de rastreamento do movimento e o desenvolvimento de modelos biomecânicos sofisticados tornaram possível a investigação de movimentos complexos. Por esta questão, houve um incremento significativo de atenção na avaliação cinemática tridimensional do movimento de membro superior utilizada na pesquisa biomecânica e em aplicações clínicas (RAU; DISSELHORST-KLUG; SCHMIDT, 2000).

Segundo os autores Murphy et al. (2018), os sistemas de captura de movimento optoeletrônicos usam várias câmeras de alta velocidade que enviam sinais de luz infravermelha para capturar as reflexões de marcadores passivos colocados no corpo ou transmitir os dados de movimento de marcadores ativos que contêm diodos emissores de infravermelho. Esses sistemas são considerados “padrão ouro” para a aquisição de dados cinemáticos e são valorizados por sua alta precisão e flexibilidade nas medições de diversas tarefas. As medidas cinemáticas mostram-se eficazes na captura de pequenas mudanças no desempenho e na qualidade do movimento, que podem não ser detectadas com as escalas clínicas tradicionais. Tem sido sugerido que a cinemática deve ser



usada para distinguir entre a recuperação real (restauração das características dos movimentos pré-mórbidos) e o uso de padrões de movimento compensatórios (alternativos) durante a realização de uma tarefa. Movimentos das extremidades superiores podem ser quantificados usando cinemática de nome, do inglês, *end-point*, geralmente obtida de um marcador posicionado na mão, provendo informações sobre trajetórias, velocidade, estratégias de movimento temporal, precisão, índice de retidão, suavidade. Esta cinemática *end-point*, como tempo de movimento, velocidade e suavidade, é eficaz para capturar os déficits e melhorias no desempenho do movimento após o acidente vascular cerebral (MURPHY; WILLÉN; SUNNERHAGEN, 2013; VAN DOKKUM et al., 2014).

Van Dokkum et al. (2014) conduziram estudo no qual utilizaram análise do movimento tridimensional para identificar o potencial da cinemática *end-point* em avaliar recuperação de membro superior na fase pós acidente vascular cerebral precoce. Treze pacientes foram incluídos com 1 mês pós-AVC e foram avaliados uma vez por semana durante 6 semanas e em 3 meses com (a) avaliação na escala Fugl-Meyer; (b) Análise cinemática do movimento de alcance e preensão. As variáveis cinemáticas consistem em: duração do movimento, velocidade de pico da mão, tempo até a máxima velocidade, comprimento da trajetória, índice de retidão, número de picos de velocidade. Como resultado, todas as variáveis foram sensíveis à mudança ao longo do tempo e para diferenciar movimentos dos membros de controle parético, não-parético e saudável. O resultado de Fugl-Meyer aumentou com a suavidade do movimento ao longo do tempo. Como conclusão, a análise cinemática dos movimentos de alcance e preensão é relevante para avaliar a recuperação do membro superior no pós-AVC precoce e está vinculada à escala Fugl-Meyer.

Murphy, Willén e Sunnerhagen (2011) utilizaram análise do movimento tridimensional com objetivo de identificar um conjunto de variáveis cinemáticas úteis clinicamente para quantificar controle motor de membro superior, durante a execução da tarefa de beber de um copo. Como método, 19 participantes vítimas de AVC crônico e 19 saudáveis executaram a tarefa de alcançar um copo, tomar um gole e devolver o copo sobre a mesa de forma padronizada. Entre os grupos foram analisadas as seguintes variáveis cinemáticas: duração do movimento, velocidade, suavidade. Como resultados, a maioria das variáveis cinemáticas mostrou diferença significativa entre os grupos estudados.

Coluccini et al. (2007) investigou desempenho de membro superior durante a execução de uma atividade funcional (etapas alcance, preensão, transporte e liberação) em um grupo de crianças típicas e crianças com alguma deficiência motora. Para tanto, dados cinemáticos foram obtidos utilizando-se um sistema opto eletrônico de análise de movimento equipado com oito câmeras de infravermelho operando a 100 fps. Os parâmetros cinemáticos calculados foram: tempo total da tarefa (s), tempos das etapas (s), coeficiente de periodicidade da aceleração linear e ângulos articulares.

Os autores Kim et al. (2014) investigaram diferenças cinemáticas entre 16 hemiplégicos e 32 indivíduos com relação à 5 fases da tarefa de beber água e à estratégia cinemática usada durante o movimento com relação à direção da gravidade. Os estudos analisaram os tempos das fases do movimento, os ângulos articulares e velocidade angular das articulações do ombro, cotovelo e punho. Entre os resultados relativos ao tempo, foi encontrada diferença significativa entre o tempo total da tarefa, que foi mais prolongado no grupo de hemiparéticos comparado ao tempo do grupo de controle.

Os autores Lang et al. (2005) estudaram o alcance e a preensão em indivíduos com hemiparesia aguda para determinar como isso afeta a capacidade de executar movimentos voluntários, e verificou déficits relativos na velocidade, precisão e eficiência. Participaram do estudo 39 indivíduos com hemiparesia aguda pós-AVC e 10 indivíduos controle. Como protocolo de movimento, os indivíduos foram solicitados à somente alcançar e depois alcançar e pegar um objeto colocado à frente do ombro afetado (lado dominante do grupo controle). O objetos, esfera de 40 mm de diâmetro e um cilindro de 38 mm de diâmetro por 110 mm de comprimento, foram utilizados respectivamente para o movimento de alcance e para a tarefa de alcance e preensão. Como resultado, o grupo de indivíduos com hemiparesia aguda apresentou a abertura da preensão menor que no grupo controle.

De acordo com Rohafza et al. (2014), medidas temporizadas de tarefas funcionais padronizadas são comumente usadas para medir os efeitos do tratamento em pessoas com paresia da extremidade superior devido a acidente vascular cerebral, mas a eficácia de sua capacidade de medir a recuperação motora tem sido questionada devido à sua incapacidade de distinguir entre recuperação motora e compensações. Desta forma conduziram trabalho que apresentou três modelos de regressão linear gerados a partir de doze medidas cinemáticas (fase de alcance: comprimento em cm da trajetória de alcance,  *jerk* durante alcance, velocidade de pico no alcance em mm/s, tempo até o pico em s, taxa de excursão do cotovelo/tronco; ângulo do indicador na máxima extensão em graus e alteração deste Ângulo do começo do alcance até a máxima extensão; fase de transporte: as 5 primeiras variáveis do alcance) coletadas durante a realização de uma atividade de alcance / preensão e transporte / liberação em duas fases, realizada por 21 pessoas com hemiparesia de extremidade superior por acidente vascular cerebral crônico. Como resultado, as predições dos modelos propostos demonstraram correlações com significância estatística com os resultados do teste padronizado WMFT, e com as mudanças dos resultados obtidos após um programa intensivo de treinamento motor de duas semanas.

Outra tecnologia disponível são as luvas instrumentadas (*data gloves*) que devem ser capazes de prever com precisão o aperto da preensão palmar e determinar os estágios de pré-formação e liberação durante uma tarefa funcional usando um objeto do mundo real. O aperto da preensão é

derivado dos ângulos articulares dos dedos. A luva deve permitir uma interação mais natural entre o sujeito e o objeto que está sendo manipulado (NATHAN; JOHNSON; MCGUIRE, 2009).

Dispositivos baseados em luvas, usam sensores ligados na luva (ZHOU; HU, 2008), que transduzem a flexão e a abdução dos dedos em sinais elétricos, para determinar a postura da mão. Esses dispositivos podem ser usados para reconstruir a função motora no caso de comprometimento da mão.

As duas tecnologias mencionadas, sistemas de captura de movimento optoeletrônicos e luvas instrumentadas, apresentam desvantagens e dificuldades no uso clínico (ZHOU; HU, 2008). O posicionamento dos marcadores sobre a mão do paciente requer tempo e experiência do terapeuta, esta tecnologia requer salas dedicadas e processos de calibração anterior ao uso, está restrita a ambientes universitários e/ou hospitalares devido ao alto investimento. As luvas não podem ser lavadas representando risco de contaminação, também requerem processo de calibração e na maioria das vezes não se adaptam a diferentes tamanhos de mão, principalmente mãos de crianças.

## 2.5 Suavidade do Movimento

Movimentos suaves e bem coordenados são um traço característico de um comportamento motor humano saudável, bem desenvolvido e treinado (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Como descrito na seção anterior e relatado por Von Hofsten e Lindhagen (1979), análise cinemática de alcance na primeira infância revela trajetórias irregulares e desajeitadas com muitas unidades de movimento, e que nas fases seguintes, progressivamente é demonstrado por trajetórias mais retilíneas, decréscimo no número de unidades de movimento e aumento da velocidade de execução da tarefa (THELEN et al., 1993; VON HOFSTEN, 1991).

Indivíduos acometidos por doenças neurológicas como o AVC, apresentam movimentos agitados que se tornam mais suaves mediante recuperação, ao longo de um processo de reabilitação (ROHRER et al., 2002). Hogan e Sternad (2009) afirmam que surpreendentemente com a recuperação, movimentos de pacientes de AVC se tornam progressivamente menos fragmentados e mais coordenados.

De acordo com Balasubramanian, Melendez-Calderon e Burdet (2012), uma medida consistente de suavidade seria uma ferramenta valiosa para a ciência do esporte, a psicologia e a neuro-reabilitação, uma vez que nos permitiria analisar o aprendizado, o desenvolvimento e a recuperação motora após doenças neurológicas. Ainda segundo Balasubramanian, Melendez-Calderon e Burdet (2012), quando movimentos de recém-nascidos ou pessoas que sofreram AVC são observados, existem ondulações que podem ser interpretadas com produzidas por sub-movimentos.

Desta forma, movimentos suaves são movimentos compostos por poucos sub-movimentos enquanto movimentos não suaves resultariam da sobreposição de um grande número de sub-movimentos.

A suavidade do movimento é uma qualidade relacionada à continuidade ou não-intermitência de um movimento (BALASUBRAMANIAN et al., 2015), independente de sua amplitude e duração. Intermitência neste contexto refere-se a movimentos que alternadamente desaceleram e aceleram, e mais intermitência corresponde a movimentos não suaves. A intermitência de movimento é tipicamente observada como quedas no perfil de velocidade de um movimento ou períodos finitos não nulos de velocidade zero (ou seja, parada de movimento) durante um movimento contínuo. Um mergulho em um perfil de velocidade é um ponto em que a segunda derivada da posição vai para zero, e destaca um período de desaceleração seguido por aceleração, que é uma marca de intermitência de movimento.

Suavidade requer um método matemático para sua quantificação. Nos últimos anos algumas métricas de suavidade foram propostas e utilizadas, como exemplo, número de picos no perfil da velocidade, velocidade média normalizada e período médio de parada (ROHRER, 2002), número de unidades de movimento (MURPHY; WILLÉN; SUNNERHAGEN, 2011), razão entre a velocidade média e a velocidade de pico (SCALONA et al., 2018), entre outras.

Murphy, Willén e Sunnerhagen (2011) quantificou suavidade do movimento calculando o número de unidades de movimento durante as fases de alcance e transporte do protocolo de movimento “Beber água”. O número de unidades de movimento foi definido como o número de picos de velocidade da mão ocorrendo acima de uma velocidade limite de 50 mm/s. Para definir uma unidade de movimento, o perfil de velocidade tangencial da mão foi pesquisado para os mínimos e máximos locais. O tempo entre dois picos subsequentes deveria ser de pelo menos 150 milissegundos. Esses picos refletem aceleração e desaceleração repetitivas durante o alcance e correspondem à suavidade e eficiência do movimento segundo os autores.



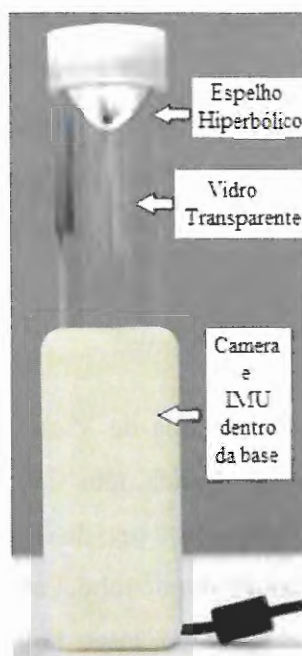
### 3 MATERIAIS

Neste capítulo estão descritos os materiais utilizados nesta pesquisa, o primeiro e principal é o dispositivo denominado Sensor de Preensão e de Movimentos da Mão (SPMM), que se propõe a fornecer medidas qualitativas e quantitativas de movimento do membro superior e preensão. O segundo material apresentado é o Leap Motion, utilizado especificamente para estudo de medida do ângulo de abdução entre os dedos polegar e indicador.

#### 3.1.SENSOR DE PREENSÃO E DE MOVIMENTOS DA MÃO

Sensor de Preensão e de Movimentos da Mão (SPMM) apresentado nas Figura 2 (versão 1) e 3 (versão 2), nas suas versões 1 e 2, é um dispositivo desenvolvido pelo Laboratório de Reabilitação Robótica da EESC, USP, em colaboração com a Engenharia Mecânica da UFSCar, com objetivo de fornecer medidas de movimento e de preensão palmar para quantificar processos de reabilitação de membros superiores. O dispositivo mimetiza um copo de vidro transparente cujas dimensões estão descritas na Tabela 1. A versão 1 do SPMM possui pedido de patente registrado<sup>3</sup>.

Figura 2: SPMM -versão 1

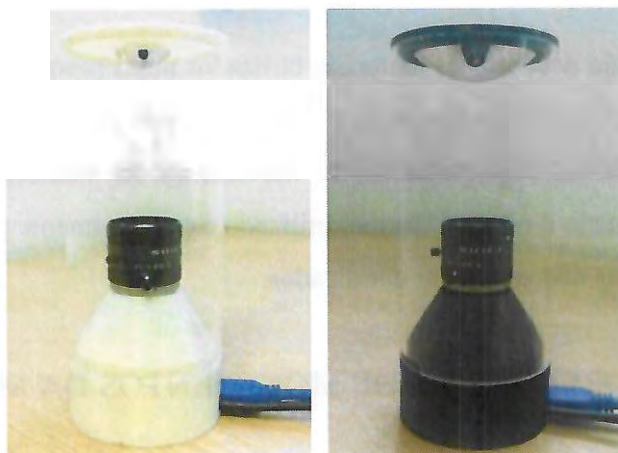


Fonte: próprio autor

<sup>3</sup> Na Revista de Propriedade Industrial - RPI Nº 2417 de 02 de Maio de 2017 foi publicado na página 306/662 pedido de patente sob o número (21) BR 10 2015 026402-0 A2 da versão 1 do SPMM.



Figura 3: SPMM - versão 2 – modelo 1; (c) SPMM - versão 2 – modelo 2



Fonte: próprio autor

Tabela 1: Dimensões do SPMM.

SPMM-versão-modelo	Altura x diâmetro	Peso (Kg)
v1	280x45	0,55
v2 – modelos 1 e 2	159,5x70	0,25

Fonte: próprio autor

O dispositivo SPMM integra diferentes sensores em um único dispositivo e é composto por um sistema de Visão Computacional para análise de imagem de prensão e um sistema de medida de movimentos.

O corpo do dispositivo é um cilindro de acrílico transparente, e sua parte superior contém uma tampa com um espelho de formato hiperbólico. A parte inferior do corpo, construído em impressora 3D, acomoda uma câmera com jogo de lentes e o sistema de medida de movimentos (IMU).

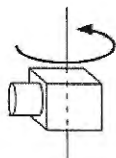
### 3.1.1. Sistema de Visão Computacional

O dispositivo SPMM possui um Sistema de Visão Computacional que foi inspirado em sensores omnidirecionais que, na presente década, têm sido muito utilizados pela comunidade de pesquisas de Robótica Móvel. O motivo é que este tipo de sistema fornece uma imagem com 360° de campo de visão da região a ser explorada ao redor do robô. Esta técnica vem para ampliar a capacidade de sensores tradicionais como câmeras de vídeo, laser, GPS (sistema de posicionamento global), acelerômetros e giroscópios (GRASSI JUNIOR; OKAMOTO JUNIOR, 2006).

Uma forma intuitiva de se obter uma imagem omnidirecional é combinar várias imagens adquiridas enquanto uma câmera gira com velocidade angular constante em torno de um eixo vertical, como exibido na Figura 4 (YASUSHI, 1999). Quando a câmera completa uma rotação, as imagens

adquiridas podem ser processadas para gerar a imagem panorâmica. Apesar dessa imagem obtida possuir alta resolução, este método não funciona em tempo real, impossibilitando sua utilização em ambientes e aplicações dinâmicos.

Figura 4: Câmera rotacionando em eixo vertical.



Fonte: Yasushi (1999)

Segundo Grassi Junior e Okamoto Junior (2006), uma forma de obter imagens panorâmicas em tempo real é com o uso de lente especial do tipo “olho de peixe”, também chamadas de panorâmicas circulares. Este tipo de abordagem tem como desvantagem o alto custo da câmera e o fato das imagens adquiridas terem boa resolução apenas na região central. Na região periférica da imagem, onde na grande maioria dos casos estão os objetos de interesse, a resolução é baixa. Se a câmera estiver apontada para cima, o teto ficará com a melhor resolução, se para baixo, o chão.

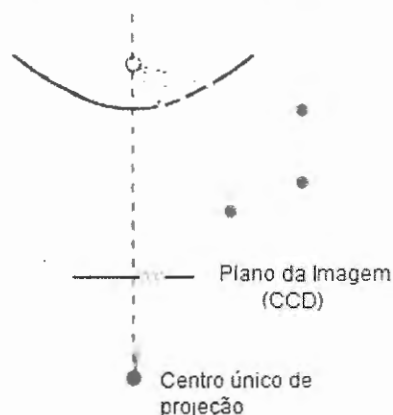
Outra forma de se obter imagens omnidirecionais em tempo real é fazendo uso combinado de espelhos convexos e lentes. Este tipo de sistema é denominado sistema de visão omnidirecional catadióptrico. Por catadióptrico, entende-se todo sistema óptico em que se combinam os efeitos em que a luz sofre reflexão (espelho) e refração (lente), isto é, que compreende a um tempo espelho e lente.

Dentre os diversos tipos de sistemas de visão omnidirecional, para implementação do SPMM escolheu-se o sistema catadióptrico formado por um espelho hiperbólico, usinado em alumínio com equipamento de alta precisão, e uma câmera perspectiva, escolha baseada no trabalho de pesquisa de Grassi Junior e Okamoto Junior (2006). Este sistema é utilizado para análise de postura de mão durante a prensão palmar e trata-se de uma técnica inovadora. Alguns estudos de prensão palmar foram feitos (LEE; LEO; ZHANG, 2011; NOWAK; HERMSDÖRFER, 2005) com diferentes objetos como copo, caneca, brinquedos entre outros, mas a ideia de se colocar uma câmera dentro do objeto para análise de postura de mão pela imagem de prensão palmar é inovadora.

O sistema de visão omnidirecional tem a propriedade do centro único de projeção que permite obter imagens panorâmicas livres de distorções. Por centro único de projeção (*single effective viewpoint* ou *single projection center*) entende-se que todos os raios se encontram em um único ponto (centro de projeção) após reflexão no espelho, como exibido na Figura 5.



Figura 5: Centro único de projeção.



Fonte: Scaramuzza (2014)

Para especificação da equação que descreve a superfície do espelho, neste trabalho foi seguida a metodologia apresentada por Svoboda, Pajdla e Hlavac (1997) e utilizada por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006), pela qual um espelho hiperbólico pode ser definido pela equação (1) em função dos parâmetros  $a$  e  $b$  do espelho, no sistema de coordenadas cartesianas e centrado no ponto focal  $F'$ , como exibido na Figura 6.

$$y = \sqrt{a^2 \left(1 + \frac{x^2}{b^2}\right)} - \sqrt{a^2 + b^2} \quad (1)$$

Em que, conforme a Figura 7:

$h$  é a distância entre o foco da câmera e a borda superior (topo) do espelho;

$e = \sqrt{a^2 + b^2}$  representa a excentricidade do espelho;

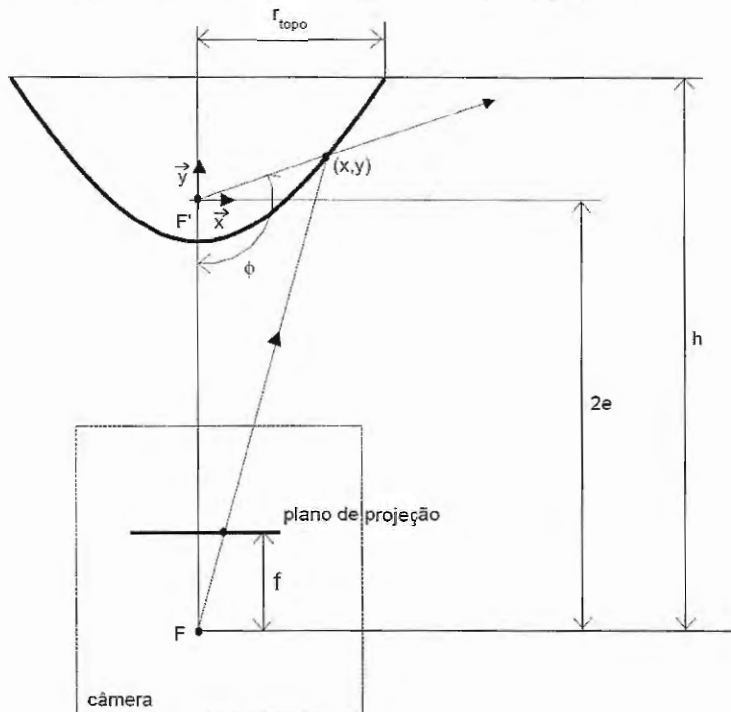
$r_{topo}$  é a coordenada  $x$  do topo do espelho;

$y_{topo}$  é a coordenada  $y$  do topo do espelho e é dada por  $y_{topo} = h - 2e$ ;

$\phi$  é o ângulo de visão do espelho. O valor máximo de  $\phi$  pode ser dado pela equação (2):

$$\phi = \frac{\pi}{2} + \arctan\left(\frac{h - 2\sqrt{a^2 + b^2}}{r_{topo}}\right) \quad (2)$$

Figura 6: Geometria do Sistema de visão omnidirecional (espelho hiperbólico e câmera).



Fonte: Grassi Junior e Okamoto Junior (2006)

Substituindo-se na equação (1) as coordenadas  $(r_{topo}, y_{topo})$  do topo do espelho, obtêm-se uma equação que expressa o parâmetro  $b$  do espelho em função da relação  $a/b$  e desta forma chega-se à equação final do espelho:

$$b = h \sqrt{\left(\frac{a^2}{b^2} + 1\right)} - \frac{a}{b} \sqrt{h^2 + r_{topo}^2} \quad (3)$$

A altura  $h$  da Figura 7 é dada pela seguinte equação:

$$h = \frac{f \cdot r_{topo}}{t_{pixel} \cdot r_{p\_topo}} \quad (4)$$

Em que:

$f$  é a distância focal da câmera medida em metros;

$t_{pixel}$  é a medida do tamanho do pixel em milímetros do CCD da câmera;

$r_{p\_topo}$  é a medida em pixels do raio da borda do espelho na imagem omnidirecional obtida pelo sistema;

$r_{topo}$  é a medida em metros do raio da borda do espelho.

Os passos para se chegar à equação do espelho (1) são:

- Escolher as dimensões do espelho  $r_{topo}$  e da imagem  $r_{p\_topo}$  obtendo-se valor desejado para  $h$ ;
- Escolher valor para a relação  $a/b$ ;
- Utilizar a equação (3) para determinar os valores de  $a$  e  $b$ ;
- Substituir os valores  $a$  e  $b$  na equação (1).

As dimensões dos espelhos do SPMM foram especificadas de acordo com dimensões físicas do copo e segundo a metodologia proposta por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006). As especificações dos espelhos projetados para este trabalho de pesquisa, bem como a especificação do espelho proposto por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006), estão detalhadas na Tabela 24 do Apêndice 1. As especificações das câmeras e das lentes utilizadas no projeto SPMM estão detalhadas nas Tabelas 22 e 23 também do Apêndice 1.

### 3.1.2. Sistema de Medida de Movimentos

O Sensor de Movimento utilizado no projeto é uma unidade de medida inercial de múltiplos propósitos. Esta unidade foi selecionada para ser tão pequena quanto possível de modo que pudesse ser utilizada numa vasta gama de aplicações, desde a medição do movimento humano até a estabilização de veículos terrestres ou aviões. A unidade pode medir a orientação em 360 graus sobre os três eixos globais. As especificações dos dois tipos de IMU utilizados nas versões do SPMM estão na Tabela 5.

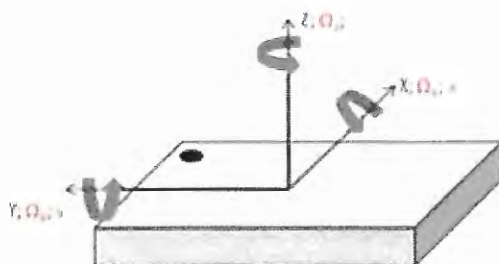
Os dados de posição angular (ângulos de Euler), velocidade angular, aceleração linear e angular são estimados pela unidade inercial e captados pelo *software* SPMM Controle que gera um arquivo texto no computador do profissional. A comunicação é sem fio na IMU da versão 1 e serial (USB-3) na versão 2.

Para medir a orientação de um objeto, o sensor internamente utiliza três unidades diferentes, que são um sistema de sensores micro eletromecânicos que integram capacidades mecânicas e eletrônicas complexas em um dispositivo miniaturizado. Estas unidades são um Giroscópio de 3 eixos que detecta velocidade angular; um Acelerômetro de 3 eixos que detecta a aceleração linear em x, y e z; e um magnetômetro que detecta a interferência do campo magnético.

### 3.1.2.1. Eixos de Coordenadas das IMU Bosch

De acordo com o Guia da IMU BNO055 da Bosch, o sistema de coordenadas é definido como apresentado na Figura 7.

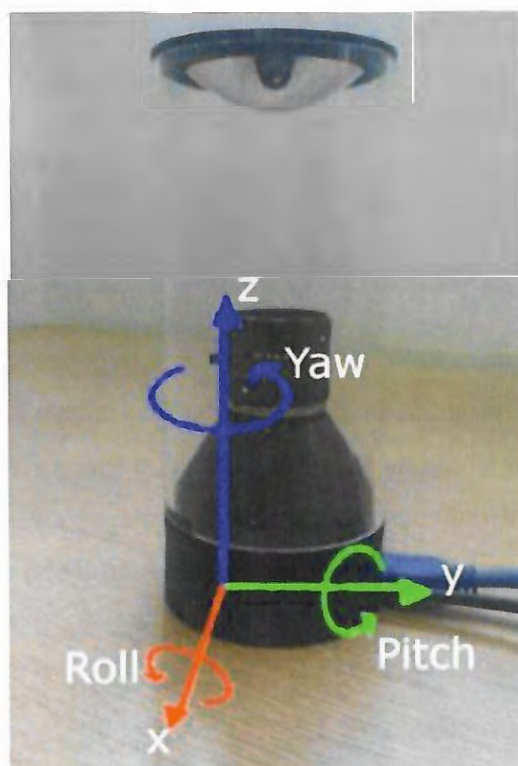
Figura 7: Sistema de Coordenadas da IMU Bosch.



Fonte: Bosch Sensortec (2014)

A IMU foi acondicionada no SPMM versão 2 modelos 1 e 2 de forma que os eixos do dispositivo estejam definidos de acordo com o apresentado na Figura 8.

Figura 8: Sistema de Coordenadas do SPMM versão 2 modelos 1 e 2.



Fonte: próprio autor

### 3.1.2.2. Experimento para Validação da Posição e Velocidade Angulares da IMU

Foi realizado experimento tendo como referência o robô Kuka Iiwa com objetivo de verificar os sinais da IMU BNO055 USB-STICK (amplitude de movimento, tempo da tarefa, velocidade angular no eixo Y–Roll) utilizados na análise cinemática, obtidos com o SPMM versão 2 quando da execução do protocolo de movimento “Beber água”, para quantificar déficit de membro superior. Esta verificação foi feita para a IMU da Bosch que é a utilizada na versão 2 do SPMM.

A IMU foi fixada no flange do Robô Iiwa de acordo com a Figura 9.

Figura 9: IMU fixada no flange do Robô Kuka Iiwa.



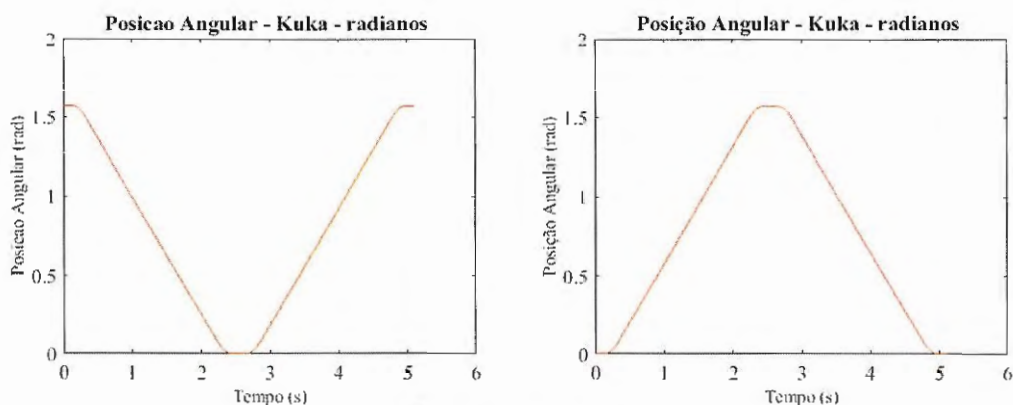
Fonte: próprio autor

O Robô Kuka Iiwa foi programado para executar movimento em torno do eixo Y de  $90^\circ$  a  $0^\circ$  e de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  num intervalo de tempo de 5s, simulando desta forma o movimento de beber água que é o protocolo experimental utilizado neste projeto de pesquisa.

Dados da variação da posição angular em radianos do Robô (Figura 10) foram adquiridos simultaneamente à aquisição da IMU.

Para fins de comparação com os dados adquiridos pela IMU do sensor SPMM, a posição angular (rad) teve seus valores subtraídos de 1,57079 rad, ou  $90^\circ$ .

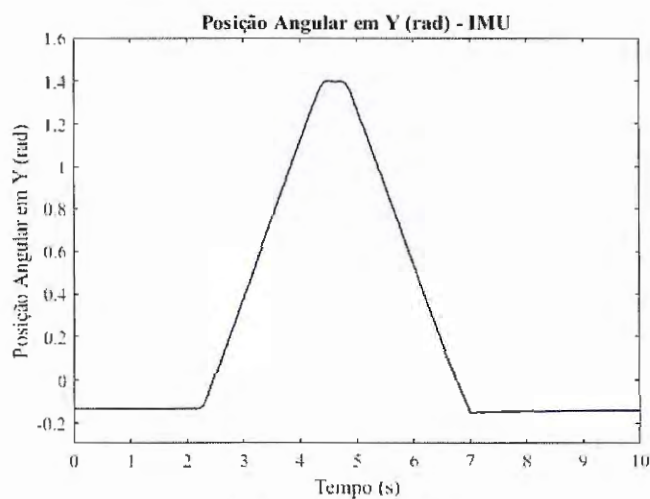
Figura 10: Posição angular (rad): (a) Dados conforme aquisição; (b) dados subtraídos em 1,57079 rad ou 90°.



Fonte: próprio autor

O acelerômetro da IMU fez aquisição de dados simultâneos da posição angular em forma de ângulos de Euler dos três eixos em graus. A posição angular em Y, representada na Figura 11, foi transformada em radianos.

Figura 11: Posição angular (rad) de Y - IMU.



Fonte: próprio autor

Utilizando as métricas temporais descritas na seção 4.2.1.1, foram localizados o momento de toque da mão no copo, início e final do movimento e desta forma o tempo total da tarefa pode ser calculado. Assim, a posição angular da IMU considerada foi a compreendida no período de tempo válido do movimento, ou seja, entre os instantes de início e final.

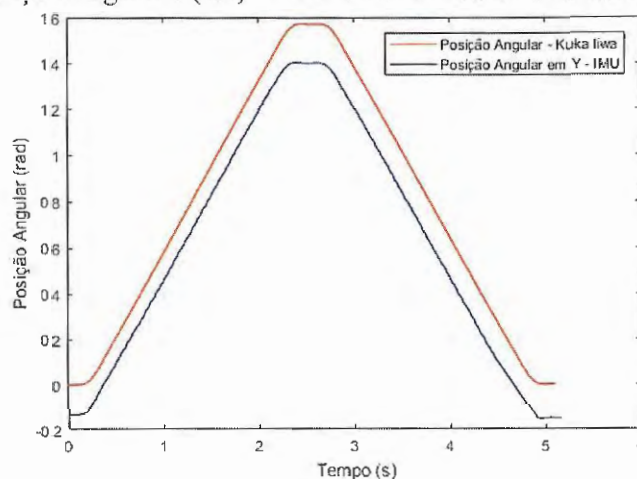
No gráfico da Figura 12 estão exibidas a posição angular do robô e a posição angular em Y da IMU, no qual pode-se observar visualmente que existe um alto grau de semelhança entre as posições. Como as taxas de aquisição da IMU e do robô Kuka Iiwa são distintas, 90 fps e 1000 fps



respectivamente, para aplicar uma técnica de comparação entre as amostras, o número de elementos das amostras foi primeiro equalizado através de interpolação linear.

Em seguida, o coeficiente de correlação linear de Pearson foi calculado, resultando em 0,9816, indicando uma forte correlação entre as duas amostras.

Figura 12: Posições angulares (rad) do robô Kuka Iiwa e da IMU durante o movimento.



Fonte: próprio autor

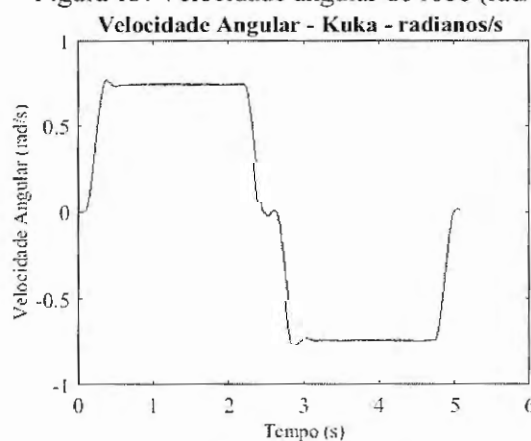
Sabe-se que a derivada da posição angular corresponde à velocidade angular, ou seja:

$$\frac{d\theta}{dt} = \text{velocidade angular}$$

E desta forma a velocidade angular em Y do Robô, simulando a orientação do dispositivo no plano sagital do paciente, foi calculada utilizando-se programa Matlab.

A velocidade angular do robô em radianos/s calculada está representada na Figura 13.

Figura 13: Velocidade angular do robô (rad/s)

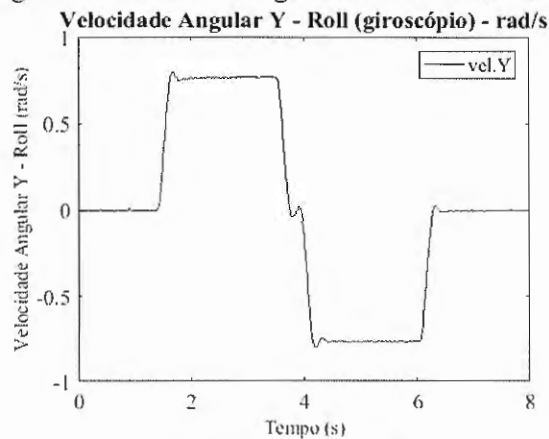


Fonte: próprio autor



O giroscópio da IMU do SPMM fez aquisição de dados simultânea da velocidade angular dos três eixos em graus. A velocidade angular em Y, representada na Figura 14, foi adquirida em graus/s e posteriormente transformada em rad/s.

Figura 14: Velocidade angular em Y da IMU em rad/s

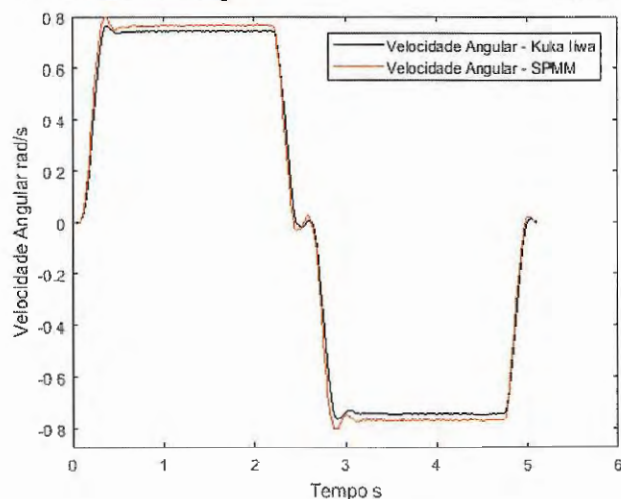


A velocidade angular em Y considerada, foi a compreendida no período de tempo válido do movimento, ou seja, entre os instantes de início e final localizados da forma descrita para a posição angular na página anterior.

No gráfico da Figura 15 estão exibidas a velocidade angular do robô e a velocidade angular em Y da IMU, no qual pode-se observar visualmente que existe um alto grau de semelhança entre as velocidades. Para aplicar uma técnica de comparação entre as amostras, pelo mesmo motivo da posição angular, o número de elementos das amostras foi equalizado através de interpolação linear.

Em seguida, o coeficiente de correlação linear de Pearson foi calculado, resultando em 0,9997, indicando uma forte correlação entre as duas amostras, com significância estatística.

Figura 15: Velocidades angular do Robô e da IMU durante o movimento





## 4 MÉTODOS

Tratando-se do desenvolvimento de um equipamento para avaliação e detecção de déficit de membro superior, há a necessidade de proceder a experimentos de testes envolvendo seres humanos. Neste capítulo estão detalhados os métodos desenvolvidos e/ou adaptados para esta pesquisa.

### 4.1 Configuração do experimento

#### 4.1.1 SPMM Controle

O software de captura de dados SPMM Controle, foi desenvolvido com a finalidade de realizar aquisição síncrona dos dados dos sensores do SPMM (câmera, IMU e Leap Motion), criado com as extensões gerenciáveis da linguagem C++, conhecidas como C++/CLR, utilizando o *template* Windows Forms na IDE Visual Studio 2015.

A interface permite ao usuário selecionar tipo de câmera e IMU, que devem ser escolhidos de acordo com o modelo do dispositivo SPMM, habilitar coleta com Leap Motion, inserir pasta onde os dados serão gravados, também escolher número da tentativa (1, 2 ou 3), mão esquerda ou direita e o tempo de coleta.

Os dados da IMU são salvos em arquivo texto (nome Sensor.txt); dados do Leap Motion são salvos em outro arquivo texto (nome LeapMotionBonePositions.txt). As imagens são salvas no formato .bmp nomeadas como IMG\_Z, sendo Z o tempo da captura, em milissegundos, em relação ao referencial dos dados capturados pela IMU, coluna “tempo” em segundos. O sincronismo neste caso é dado pela relação entre os valores de tempo. Por exemplo, a imagem "IMG\_0157" foi capturada no mesmo momento do dado do sensor cuja coluna “tempo” é igual a 0,157.

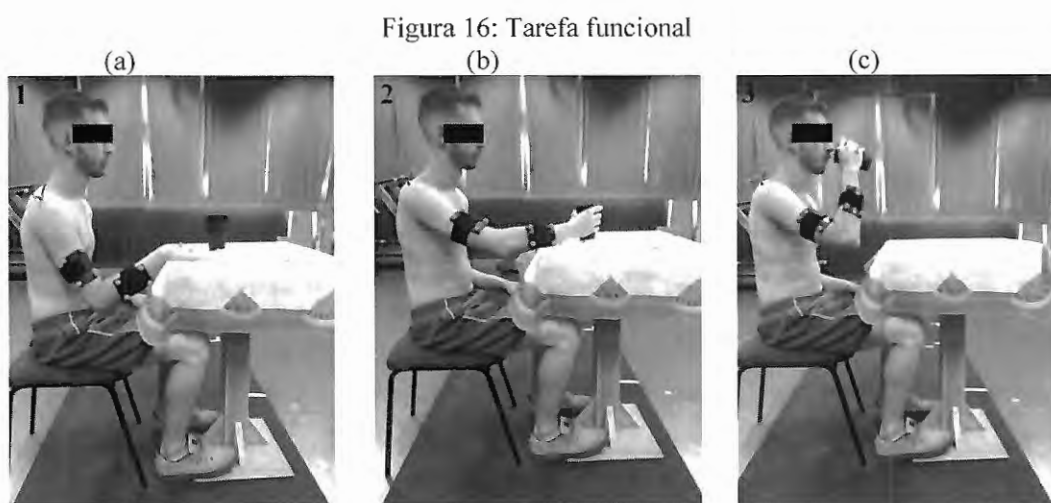
#### 4.1.2 Protocolo experimental

Para as coletas de dados usando o dispositivo SPMM e o software desenvolvido, foi utilizado o procedimento conhecido como tarefa funcional de “beber água”, um método bastante utilizado que incorpora o movimento de alcance e preensão, protocolo bem estabelecido e com farta descrição na literatura.

Segundo esse protocolo, o teste é realizado com um indivíduo sentado em uma cadeira regulável em frente a uma mesa, com quadril e joelhos fletidos a 90° e os pés apoiados no chão. O membro a ser avaliado deve estar posicionado com os ombros levemente aduzidos e em rotação neutra, antebraços pronados e punhos em posição neutra (BUTLER et al., 2010a).

O indivíduo é então convidado a simular o movimento de beber água em um copo. O dispositivo é colocado sobre a mesa de teste, 25 cm à frente da pessoa que deve manter a mão a ser avaliada repousando sobre a mesa ao lado do dispositivo (posição inicial). A partir desta posição o movimento se inicia e a pessoa alcança o dispositivo, executa a preensão e o eleva da mesa, até próximo à boca (até tocar o lábio inferior) e faz o retorno à posição inicial, isto é, apoia-o sobre a mesa e faz a liberação (IYENGAR et al., 2009). São realizadas três tentativas com cada mão, com intervalo de 5 segundos entre cada tentativa.

A Figura 16 ilustra as etapas da tarefa funcional “beber água”: (a) indivíduo na posição inicial e final; (b) preensão do copo/início da etapa de transporte; (c) momento de inversão do movimento (término etapa transporte/início etapa retorno).



Fonte: Da Silva<sup>4</sup> (2018, em fase de elaboração)

Detalhamento das etapas do protocolo:

Etapa 1 – Alcance e Preensão

Etapa 2 – Transporte

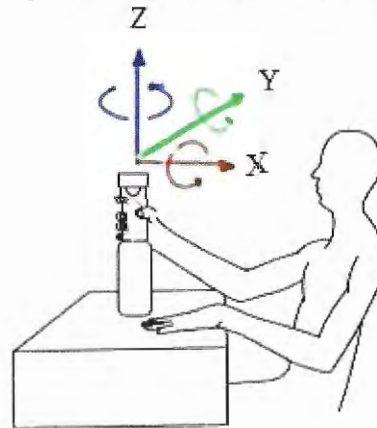
Momento de Inversão do Movimento (quando o copo toca a boca)

Etapa 3 – Retorno

Na Figura 17 pode ser observado esquema do sistema de coordenadas do dispositivo para um melhor entendimento.

<sup>4</sup> DA SILVA, E.S.M. *Estudo do efeito do exercício aeróbico associado à terapia de contensão induzida em indivíduos hemiparéticos crônicos*. São Carlos: UFSCAR, 2018. Doutorado em andamento.

Figura 17: Sistema de coordenadas



Fonte: próprio autor

Para obter um termo de comparação da qualidade da medida, algumas coletas de dados foram realizadas no ambiente de avaliação cinemática tridimensional do movimento no Laboratório de Cinemática do Departamento de Fisioterapia da UFSCar. O Laboratório de Cinemática é equipado com o sistema Qualisys ProReflex MCU (Motion Capture Unit – QUALISYS MEDICAL AB, Gothenberg, Suécia) composto por oito câmeras estrategicamente instaladas em uma sala de paredes não reflexivas. O ambiente experimental pode ser avaliado pelas imagens meramente ilustrativas apresentadas nas Figura 16 (a), (b) e (c). Nestas imagens está um copo de plástico preto que, nas coletas com o SPMM, é substituído pelo dispositivo em questão.

Para a avaliação da postura da mão usando o Sistema Qualisys ProReflex, durante a coleta de dados com o SPMM, são posicionados marcadores reflexivos nas mãos, como exibido na Figura 18.

Figura 18: Marcadores posicionados nas mãos



Fonte: próprio autor

O ambiente de coleta deve ser escolhido levando em consideração algumas observações, como: iluminação, sofrendo pouco ou nenhuma variação entre as coletas para que um padrão seja mantido entre as diferentes imagens; deve-se evitar ficar próximo à mesa de coleta para que na cena apenas o voluntário apareça; sujeito deve usar jaleco branco para minimizar efeitos causados por cor de roupa; a sala deve conter apenas paredes brancas sem muita informação que poderá representar problemas no tratamento de imagem por cor.

#### 4.1.3 Testes padronizados:

Como parte das coletas com o SPMM são realizadas em conjunto com o projeto de doutorado de Da Silva<sup>5</sup> (2018, em fase de elaboração) do Departamento de Fisioterapia da UFSCar, o protocolo experimental do trabalho inclui alguns testes padronizados utilizados para avaliação da função sensório-motora, da destreza manual e do desempenho sensório-motor. Os resultados destes testes permitem comparação com dados das variáveis do SPMM. Os testes padronizados são:

(a) Escala *Motor Activity Log* (MAL)

Para avaliação do uso do membro superior parético foi utilizada a escala *Motor Activity Log* (MAL) (PEREIRA et al., 2012; SALIBA et al., 2011). Essa escala consiste de uma entrevista estruturada que avalia o quanto (Escala de Quantidade do Uso) e como (Escala de Qualidade do Uso) o indivíduo hemiparético usa o membro superior mais afetado nas atividades diárias. Cada item pode ser pontuado de 0 (não uso do MS mais afetado para a atividade) a 5 (o mesmo de antes da lesão). Resultado menor que 2,5 na quantidade, significa assimetria no uso, aumento de 0,5 indica melhora clinicamente importante.

(b) Avaliação Sensorial de Nottingham (ASN)

A avaliação sensorial de Nottingham visa identificar os déficits sensoriais através das subescalas de sensação tátil, propriocepção, estereognosia e discriminação entre dois pontos na face, tronco, ombro, cotovelo, punho, mão, joelho, tornozelo e pé. Na subescala sensação tátil (toque leve, pressão, dor - agulha, temperatura, localização tátil nos dois hemisferos e toque bilateral simultâneo) pode ser pontuada de 0 (anestesia tátil) a 2 (sensação tátil normal). A pontuação total para o hemisfero não-parético varia de 0 a 90 e para o mais afetado de 0 a 108. Cada item é pontuado de 0 (propriocepção ausente) a 3 (propriocepção normal), com a pontuação máxima de 21. A subescala estereognosia avalia o reconhecimento de 11 objetos no hemisfero mais afetado, sendo pontuada de 0 (astereognosia) a 2 (estereognosia normal) e com pontuação total de 22. A subescala discriminação

---

<sup>5</sup> DA SILVA, E.S.M. **Estudo do efeito do exercício aeróbico associado à terapia de contensão induzida em indivíduos hemiparéticos crônicos**. São Carlos: UFSCAR, 2018. Doutorado em andamento.

entre dois pontos avalia a região entre o dedo indicador e a região tenar, com pontuação variando de 0 (tato discriminativo ausente) a 2 (função normal), com pontuação total de 4.

(c) Wolf Motor Function Test (WMFT)

A escala WMFT é utilizada para avaliar a função motora do membro superior pela velocidade de execução de tarefas, qualidade de movimento através da escala de habilidade funcional (EHF) e a força de preensão (WOLF et al., 1989).

(d) Teste Caixa e Bloco

O teste caixa e bloco, em inglês *Box and Block Test* (BBT), foi utilizado para avaliar a destreza manual grossa, consiste de uma caixa dividida ao meio com um pequeno obstáculo separando cada metade e 150 blocos de 2,5 cm. O paciente é orientado a passar um bloco de cada vez para a outra parte da caixa. Conta-se o número de blocos que o participante passou de um lado para o outro. Quanto maior o número de blocos por minuto, melhor é o desempenho da destreza manual grossa (MATHIOWETZ et al., 1985a). Um aumento de seis blocos na realização do teste representa uma melhora clinicamente significativa (EKSTRAND; LEXELL; GROGARDH, 2016).

(e) *Nine-Hole Peg Test* (NHPT)

O *Nine-Hole Peg Test* (NHPT) consiste de 9 pequenos cilindros (3,2 cm, 0,64) e uma placa crivada (10,16 cm x 10,16 cm) por 9 buracos espaçados (2,54 cm de distância entre si). Os indivíduos são instruídos a pegar os bastões com uma mão e colocá-los no buraco o mais rápido possível e então removê-los, com a mesma mão. O tempo do teste para cada membro é cronometrado (MATHIOWETZ et al., 1985b). Este teste apresenta boa reprodutibilidade teste-reteste para indivíduos após AVC com diferentes níveis de comprometimento (CHEN et al., 2009).

(f) Qualidade de vida

A escala específica do AVC de qualidade de vida (SS-QOL) (LIMA et al., 2008) avalia a qualidade de vida em indivíduos pós AVC. A escala possui 49 itens em 12 subescalas (energia, papéis familiares, linguagem, mobilidade, humor, personalidade, autocuidado, papéis sociais, pensamento, função dos membros superiores, visão e trabalho / produtividade). Cinco opções de resposta são oferecidas para cada item, com pontuações de itens variando de 1 a 5. Assim, a pontuação geral mínima para o questionário é de 49 (menor participação social), e a pontuação máxima é de 245 (maior participação social). A escala apresenta boa consistência interna, validade discriminante, validade de critério, validade concorrente e confiabilidade teste-reteste.



## 4.2 Análise de Dados

### 4.2.1 Análise Cinemática

Os dados coletados pela IMU do SPMM são pré-processados para análise cinemática dos movimentos realizados durante os ensaios. A análise cinemática é realizada em duas fases distintas, a análise temporal e a análise espectral.

#### 4.2.1.1 Análise Temporal

Em cada tentativa do exercício de beber água, os sinais são capturados pela IMU, acelerômetro e giroscópio, com aquisição a cada 11 milissegundos, ou seja, com frequência de amostragem igual a 90Hz. Ao final de cada tentativa os dados coletados são armazenados em arquivos .txt. Na fase de pré-processamento os dados são importados para matrizes no ambiente Matlab onde as variáveis cinemáticas são calculadas.

As acelerações em X, Y e Z, bem como a resultante das acelerações, a orientação angular medida no plano sagital do indivíduo, ou ângulo de inclinação do dispositivo em Y (*Roll*) em forma de ângulo de Euler, e a velocidade angular em Y são considerados na análise cinemática.

Essas grandezas físicas são analisadas qualitativamente ao longo do tempo para os diversos voluntários para identificar padrões nos sinais e estabelecer possíveis métricas e procedimento de análises. Por meio de análise visual dos sinais, foi verificado que as acelerações podem ser utilizadas para se determinar o ponto de estabelecimento de contato da mão dos voluntários com o dispositivo.

As curvas exibidas na Figura 19(A) apresentam um exemplo das acelerações ao longo do tempo para uma tentativa escolhida aleatoriamente. O ponto A indica o pico de aceleração quando a mão toca o objeto pela primeira vez. Numericamente o pico de aceleração é detectado quando a resultante dos três componentes de aceleração, após a aplicação de um filtro passa-baixa de 15Hz, é maior que um limiar (“threshold”) empírico de  $0,02 \text{ m/s}^2$ . Esta aceleração resultante é calculada levando em conta a compensação da aceleração gravitacional.

Após o instante de contato, o início do movimento pode ser identificado analisando os ângulos de Euler Y fornecidos pela IMU. Estes ângulos representam o deslocamento angular do objeto no plano sagital. A Figura 19(B) apresenta o ângulo de inclinação Y para o mesmo exemplo da figura anterior. O ponto B na Figura 19(B) é a indicação deste movimento. Neste exemplo, o movimento da fase de transporte começa em 0,917 s após o primeiro contato com o copo. Neste trabalho, esta fase é denominada “fase de acomodação”, isto é, o tempo necessário para acomodar a mão num estado estável de preensão.

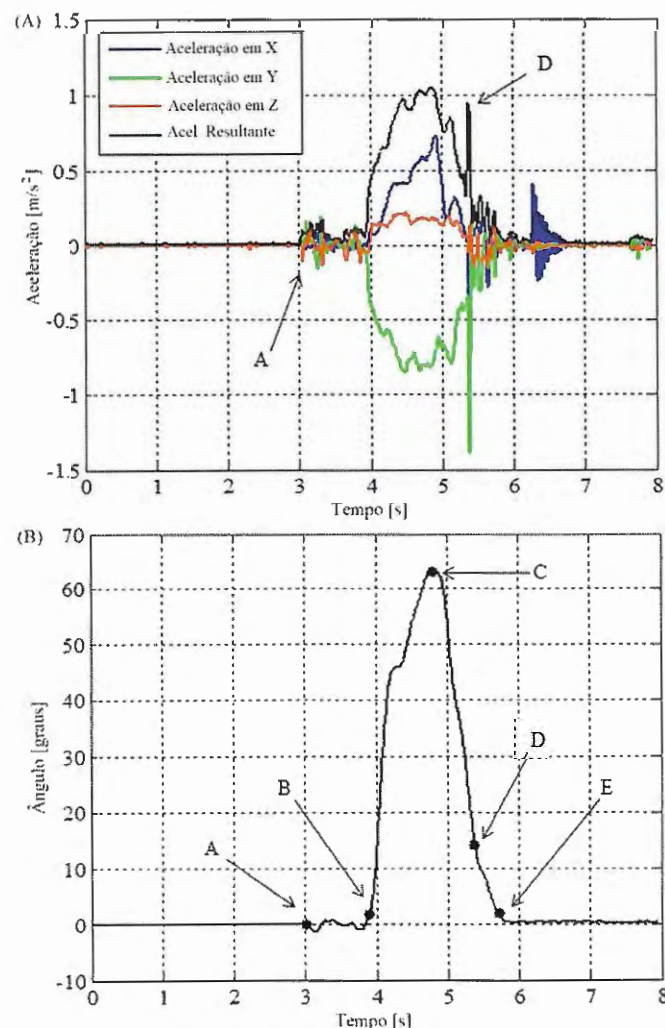
Seguindo a evolução temporal da tarefa de beber água, após o início do movimento ter sido identificado, o próximo instante de interesse é aquele quando o copo toca a boca. Este momento é definido como o estado quando a amplitude de movimento alcança seu máximo, identificado na Figura 19(B) pelo ponto C. Este ponto marca o momento da inversão do movimento, que corresponde ao final da fase de transporte e início da fase de retorno ou terceira fase.

Analisando os dados de todos os indivíduos participantes da pesquisa, foi observado que o final da fase de retorno pode ser visto por dois eventos distintos:

Contato com a superfície da mesa detectado analisando-se o segundo pico de aceleração ilustrado na Figura 19(B) pela letra D;

Retorno para a orientação original (ângulo Y de Euler inicial) detectado quando o ângulo de Euler é menor que o limiar ("threshold") adotado de 2 graus e utilizado previamente para definir o início do movimento. O retorno foi representado pela letra E na Figura 19(B).

Figura 19: (A) Acelerações como função do tempo; (B) Ângulo de inclinação Y.



Fonte: Rocha et al. (2016)

Na análise cinemática, os instantes identificados foram: A – estabelecimento do contato; B – início do movimento; C – amplitude máxima do movimento; D – contato do objeto com a mesa e E – fim do movimento. Estes instantes dividem as três etapas de tarefas: Etapa 1 – acomodação da mão para uma preensão estável; Etapa 2 – transporte do copo da mesa até a boca; Etapa 3 – retorno do copo da boca de volta à mesa.

Desta forma, puderam ser estabelecidas as variáveis espaço-temporais que comumente descrevem padrões e eficiência do movimento de membros superiores em indivíduos típicos e atípicos (BUTLER; ROSE, 2012; BUTLER et al., 2010a; CARVALHO; TUDELLA; SAVELSBERGH, 2007; CHANG et al., 2005; COLUCCINI et al., 2007; JASPERS et al., 2011; VON HOFSTEN, 1991).

São elas:

- Tempo de duração do ciclo ou tempo total da tarefa: tempo decorrido entre o início da preensão e a liberação do dispositivo sobre a mesa. Este foi dividido em três etapas: alcance com preensão, transporte até a boca e retorno à mesa (posição inicial);
- Variação angular do dispositivo no plano sagital (eixo Y);
- Índice de retidão: cálculo obtido pela razão entre a menor distância que poderia ser percorrida pelo dispositivo no plano sagital ou ântero-posterior (distância entre a posição inicial do objeto e a boca) e a distância efetivamente percorrida (trajetória total) (THELEN; CORBETTA; SPENCER, 1996). Quanto mais próximo de 1, mais retilínea terá sido a trajetória.

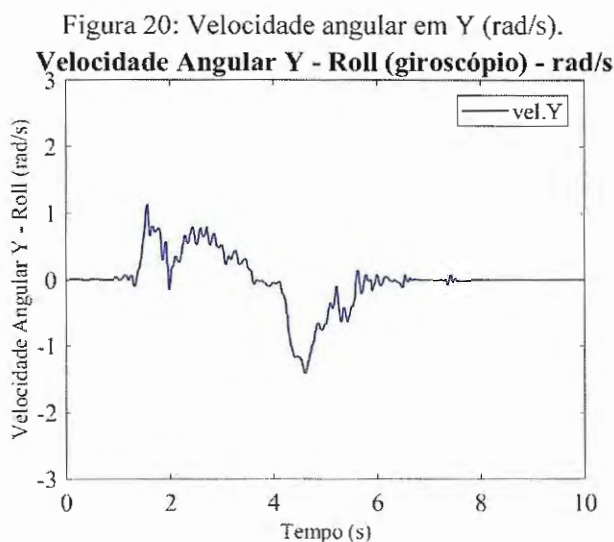
Neste contexto de análise dos sinais capturados pela IMU, novas variáveis foram inseridas na metodologia da análise temporal da tarefa com o intuito de ampliar as possibilidades de identificação do déficit de membro superior, ou seja, descobrir mecanismos para determinar ou classificar o lado mais afetado de um indivíduo de acordo com o desempenho e a suavidade apresentados na execução da tarefa. Também utilizadas com o intuito de verificar alterações em diferentes fases de um processo de reabilitação.

De acordo com trabalho de pesquisa de Scalona et al. (2018), uma nova variável cinemática foi proposta para medida de suavidade do movimento (smoothness), utilizado-se o sinal da velocidade angular no eixo Y (roll).

A curva exibida na Figura 20 apresenta um exemplo da velocidade angular em Y, ao longo do tempo para uma tentativa escolhida aleatoriamente.

A variável proposta foi calculada como a razão entre a média RMS do sinal da velocidade angular em Y (rad/s), compreendido entre o momento de toque da mão no copo (instante A) e o final do movimento (instante D ou E, o que ocorrer primeiro), e o pico de velocidade angular em Y, e

recebeu o nome de métrica da velocidade angular (MVA). Quanto maior o valor deste indicador, mais suave o movimento.



Fonte: próprio autor

#### 4.2.1.2 Análise Espectral

Também com o intuito de ampliar as possibilidades de identificação do déficit de membro superior, uma análise espectral foi introduzida na metodologia, adaptado da metodologia proposta por Wade et al. (2014). Por meio de uma transformada rápida de Fourier aplicada no sinal da velocidade angular do dispositivo no plano sagital do indivíduo, novas variáveis no domínio da frequência puderam ser propostas.

Uma introdução resumida à teoria de Fourier foi acrescentada aqui, para facilitar a leitura e entendimento de possíveis dos leitores da área da Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Importantes aplicações na Engenharia utilizam aproximações de funções por Séries de Fourier. Essas séries que levam o nome do matemático francês Jean-Baptiste Joseph Fourier (1768-1830) constituem poderosa ferramenta para a solução de Equações Diferenciais. Elas permitem representar funções periódicas complexas em termos de funções periódicas simples como as funções seno e cosseno. O método das séries de Fourier foi ampliado para incluir as funções não periódicas definindo-se a integral de Fourier, válida para qualquer intervalo finito de uma função, e que possui derivadas à direita e à esquerda em cada ponto. Fourier usou isso como ferramenta analítica no estudo das ondas e dos fluxos de calor.

A Análise de Fourier é o estudo do comportamento de um intervalo finito de uma função utilizando a integral de Fourier, representando a função pela soma de funções sinusoidais (senos e

cosenos) de diferentes frequências. A técnica para se transformar uma forma complexa em suas componentes sinusoidais foi dado o nome de Transformada de Fourier, que passou a ser amplamente aplicada com a evolução dos computadores digitais e dos algoritmos para sua obtenção. Esta é uma técnica amplamente empregada em análise de sinais e processamento de imagens. Tendo um sinal por um período de tempo, o algoritmo divide este sinal em seus componentes de frequência. Esses componentes são oscilações sinusoidais únicas em frequências distintas, cada uma com sua própria amplitude e fase, compondo uma descrição do sinal no domínio das frequências denominado Espectro de Frequências (KREYSZIG, 1969).

Segundo Elble e Mcnames (2016), a frequência contida no movimento humano voluntário está geralmente concentrada na frequência de 2 Hz e algumas formas de movimento não voluntário, como tremor ou ajustes, ocorrem em 3 Hz ou mais.

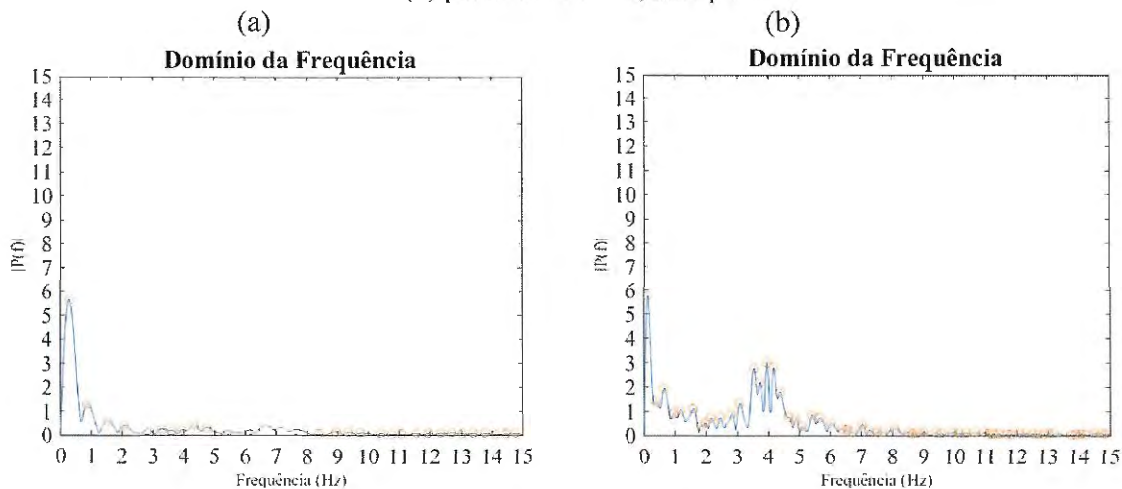
Com base neste conceito, uma transformada rápida de Fourier (FFT) foi aplicada no sinal da velocidade angular em Y (Roll), para transformar o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência e como resultado foi obtido o sinal espectral apresentado nos gráficos da Figura 21 (a) e (b).

O sinal da velocidade angular relativo ao movimento de beber água de uma mão saudável, compreendido entre o momento de toque da mão no copo até o final do movimento, foi transformado para o espectro da frequência, e como resultado foi obtido gráfico com padrão semelhante ao exibido na Figura 21 (a). Este gráfico apresenta os picos de maiores amplitudes, inclusive o pico de amplitude máxima, na faixa da frequência compreendida entre 0 e 2 Hz, que representa o movimento humano voluntário (ELBLE; MCNAMES, 2016) e picos de baixa amplitude na frequência de 2 a 5 Hz, faixa que compreende frequências relativas à movimentos não voluntários, como ajustes e tremor (DEUSCHL et al., 1998).

O sinal da frequência de uma mão parética representado na Figura 21 (B), apresenta na faixa entre 0 e 2 Hz mais picos se comparados aos picos da mesma faixa de frequência relativa à mão saudável, também apresenta o pico de maior amplitude neste intervalo, e apresenta picos na faixa entre 2 e 5 Hz de maiores amplitudes se comparados aos picos na mesma faixa relativa à uma mão saudável, indicando a existência de movimentos não voluntários como ajustes e tremor em meio ao movimento voluntário.



Figura 21: Exemplo de gráfico da velocidade angular em Y no domínio da frequência; (a) indivíduo saudável  
(b) paciente de AVC, mão parética



Fonte: próprio autor

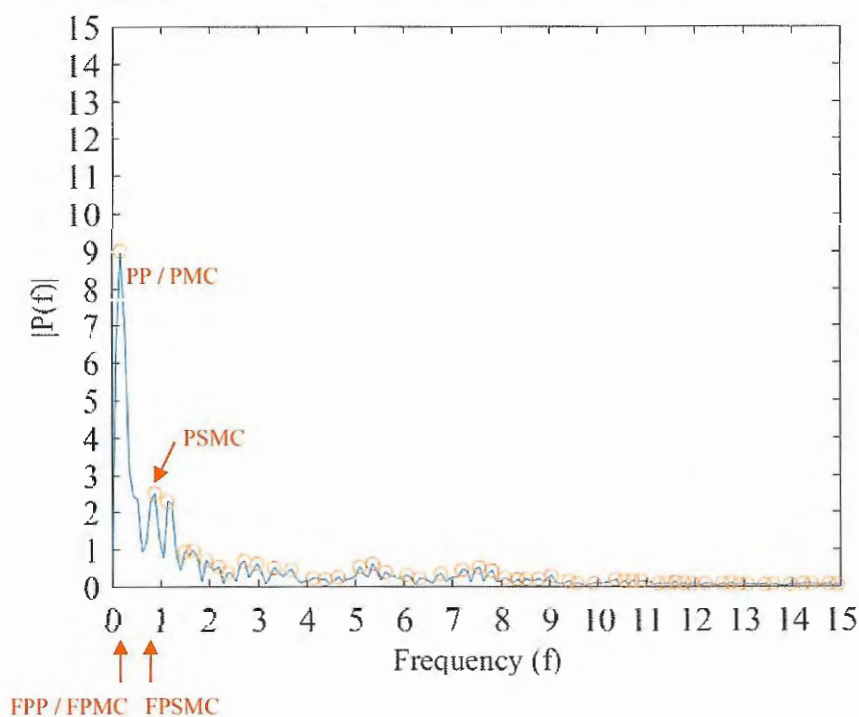
De posse deste sinal no espectro da frequência, algumas variáveis espectrais foram propostas, algumas obtidas de forma direta e outras calculadas a fim de quantificar a suavidade do movimento.

Variáveis espectrais obtidas diretamente do sinal no domínio da frequência para esta pesquisa:

- Maior coeficiente da frequência ou pico com maior amplitude do sinal na frequência (**PMC**). Quanto menor o coeficiente, menor a potência do movimento nesta frequência.
- Frequência com maior coeficiente (**FPMC**).
- Segundo maior coeficiente da frequência ou segundo pico com maior amplitude do sinal na frequência (**PSMC**).
- Frequência com segundo maior coeficiente (**FPSMC**).
- Primeiro pico (**PP**).
- Frequência do primeiro pico (**FPP**).

Variáveis acima citadas, estão indicadas no gráfico da Figura 22 para um melhor entendimento.

Figura 22: Gráfico da frequência com indicação das variáveis obtidas de forma direta



Fonte: próprio autor.

A seguir, estão descritas as variáveis calculadas, relacionando a frequência relativa ao movimento humano voluntário com as demais frequências relativas aos movimentos humanos não voluntários, como tremor e ajustes. Estas variáveis se propõem a quantificar a suavidade do movimento, quanto maior o valor, mais suave o movimento. Em outras palavras, o índice aumenta quando o movimento é mais suave, ou ainda, melhor pontuação quanto melhor a suavidade do movimento.

Variáveis espectrais calculadas:

- Relação movimento/ruído 1 (**RMR1**): Relação da soma de todos os coeficientes das frequências compreendidas entre 0 e 1 Hz pela soma de todos os demais coeficientes.
  - Relação movimento/ruído 2 (**RMR2**): Relação da soma de todos os coeficientes de frequência compreendidos entre 0 e 0,5 Hz pela soma de todos os demais coeficientes.
  - Relação movimento/ruído 3 (**RMR3**): Relação da soma de todos os coeficientes das frequências compreendidas entre 0 e 2 Hz pela soma de todos os demais coeficientes.
- Observação: considerados os coeficientes compreendidos entre 0 e 2 Hz como correspondentes ao movimento humano voluntário, segundo Elble e Mcnames (2016) e os demais provenientes de movimentos não voluntário, como tremor e ajustes.



- Relação da soma das amplitudes referentes aos picos compreendidos entre 0 e 1 Hz e soma dos coeficientes referentes aos picos compreendidos entre 1 e 15 Hz (**RPMR1**). Observação: consideramos os picos compreendidos entre 0 e 1 Hz como correspondentes ao movimento humano e os demais provenientes de ruído.
- Relação da soma das amplitudes referentes aos picos nas frequências entre 0 e 0,5 Hz e soma das amplitudes referentes aos picos nas frequências entre 0,5 e 15 Hz (**RPMR2**). Observação: consideramos os picos nas frequências entre 0 e 0,5 Hz como correspondentes ao movimento humano e os demais provenientes de ruído.
- Relação da soma das amplitudes referentes aos picos nas frequências compreendidas entre 0 e 2 Hz e soma das amplitudes referentes aos picos nas frequências compreendidos entre 2 e 15 Hz (**RPMR3**). Observação: neste caso, consideramos os picos compreendidos entre 0 e 2 Hz como correspondentes ao movimento humano e os demais provenientes de ruído.
- Relação da soma das duas maiores amplitudes do sinal na frequência, ou seja, dos dois picos de maior potência, pela soma das amplitudes dos demais picos nas frequências compreendidas entre 0 e 15 Hz (**R2MP**).

Outras variáveis:

- Número de picos de amplitude (**NP50**) considerando as frequências de 0 à 50 Hz.
- Número de picos de amplitude (**NP15**) considerando as frequências de 0 à 15 Hz.

### 4.3 Imagem de preensão

O uso da câmera e do espelho hiperbólico fornece imagens da mão do indivíduo durante o processo de aquisição de dados, que são a base para uma análise da qualidade da preensão. As imagens obtidas precisam ser processadas para extrair informações que agreguem conhecimento ao processo de avaliação.

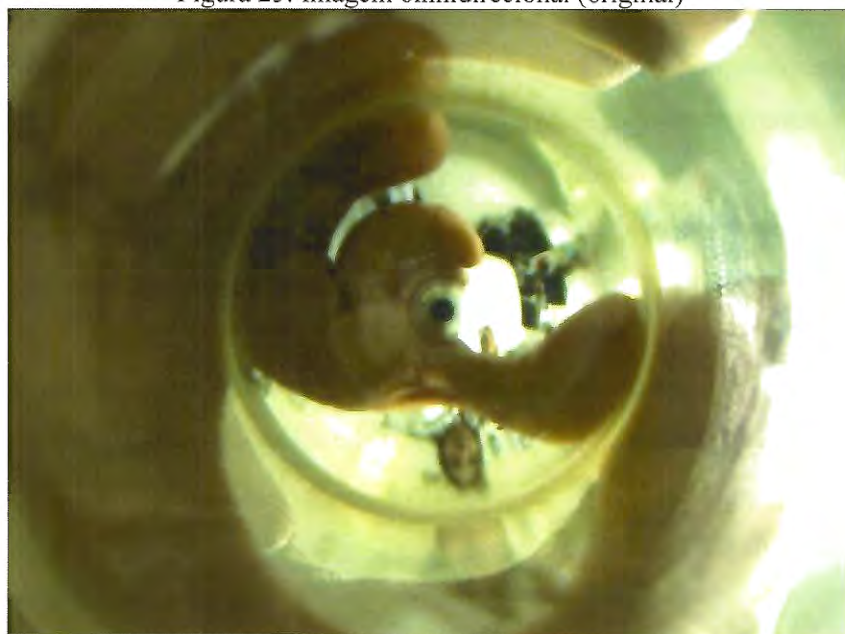
O processamento de imagem nesta etapa do trabalho é responsável primeiro pela transformação da imagem omnidirecional em imagem panorâmica, e num segundo passo pela segmentação, ou seja, pela separação de informação relativa à preensão palmar. O desafio desta fase é devido à tentativa de superar os problemas enfrentados em um sistema de visão computacional tais como variações nas condições de iluminação e brilho, vestuário, partes do corpo não relevantes que aparecem na cena, qualidade das lentes e câmeras, calibração de equipamentos, e inerente característica da imagem omnidirecional de distorção da parte inferior da imagem. Finalmente, após a segmentação, a imagem está pronta para extração de características que auxiliem na avaliação da preensão.

A metodologia do processamento de imagens será apresentada no Apêndice 5 de forma detalhada. Os algoritmos do processamento de imagens e a geração da imagem panorâmica foram implementados no Matlab.

A seguir está um exemplo de imagem omnidirecional (Figura 23) transformada em imagem panorâmica (Figura 24), por se aplicar o algoritmo descrito por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006).

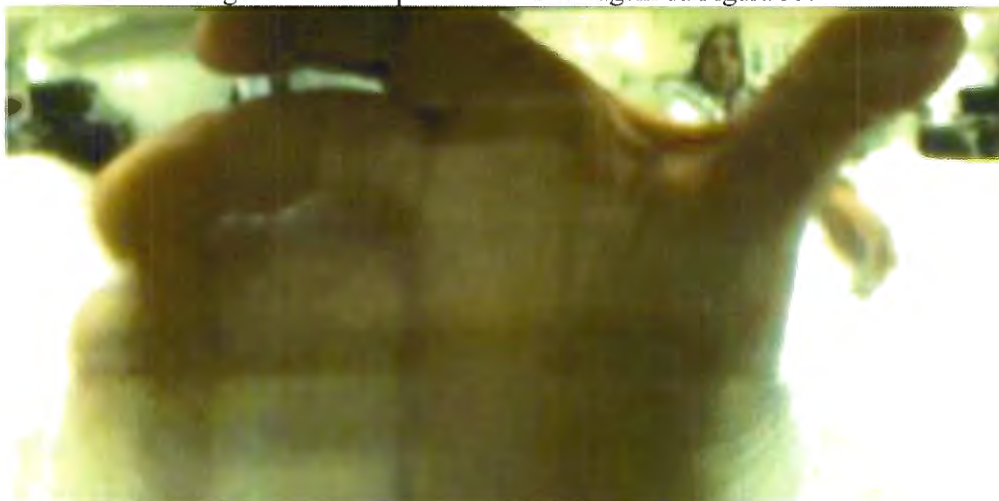
A porção de informação visual concentrada no centro do espelho hiperbólico é representada por poucos pixels de imagem, resultando numa imagem final com resolução baixa na parte inferior, ou seja, os dedos mínimo e anelar ficam sem definição.

Figura 23: Imagem omnidirecional (original)



Fonte: próprio autor

Figura 24: Visão panorâmica da imagem da Figura 35.



Fonte: próprio autor

#### 4.4 Mineração de dados

Mineração de dados (do inglês, *Data Mining*) é feita por meio da aplicação de análise de dados e algoritmos para descoberta ou exposição de conhecimento, identificando padrões, associações ou anormalidades (HAN; PEI; KAMBER, 2011). Esses algoritmos produzem enumeração de padrões sobre os dados de entrada, e tem sido empregados no campo de análise de informações médicas melhorando acurácia de diagnósticos, reduzindo custos de tratamentos e salvando recursos humanos. A área médica é muito rica em termos de informações e um vasto campo para descoberta de conhecimento e identificação de relacionamentos e tendências (KUMAR; KHATRI, 2017; ROBU; HORA, 2012).

Em Fayyad, Piatetsky-Shapiro e Smyth (1996), a definição é: "Mineração de Dados é um passo no processo de Descoberta de Conhecimento que consiste na realização da análise dos dados e na aplicação de algoritmos de descoberta que, sob certas limitações computacionais, produzem um conjunto de padrões de certos dados."

Para que os dados coletados neste estudo sejam úteis no processo de avaliação do membro superior, objetivo do dispositivo SPMM, foi incluído na metodologia duas técnicas de mineração de dados, inspirado no trabalho de Moretti (2016).

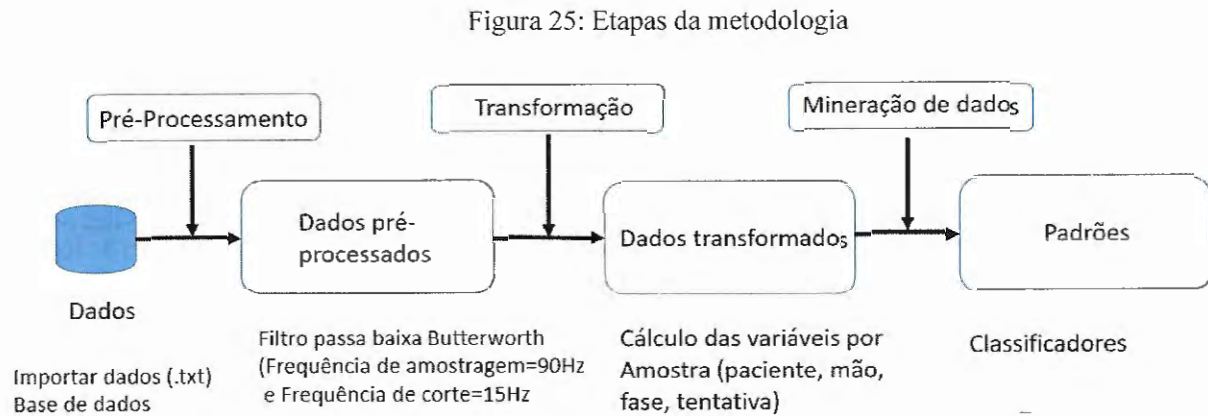
A primeira é a implementação de código aberto (*opensource*) do algoritmo C4.5, também chamado de J48, disponível na ferramenta WEKA<sup>6</sup>. Trata-se de implementação de árvore de decisão, método destinado à classificação, sendo um mecanismo de mineração de dados muito conhecido pela facilidade de interpretação de resultados, onde as regras são estruturadas em forma de árvore. Este método retorna uma representação gráfica da árvore de decisão, assim como informação de saída, detalhes da árvore de decisão, resultado da validação cruzada, detalhamento por classe e matriz de confusão.

A segunda é a seleção de atributos, uma tarefa importante que permite o aprimoramento da análise de conjuntos de dados, em um processo em que a informação desnecessária é identificada devido ao seu baixo valor preditivo no conjunto de dados. Este algoritmo é um avaliador de atributo único com um método de busca que avalia os atributos selecionados, medindo seu ganho de informação, de acordo com as classes definidas e diferenças de entropias, usando um método de discretização. Os resultados são classificados de acordo com o mérito médio (expresso como um número entre 0 e 1).

---

<sup>6</sup> Waikato Environment for Knowledge Analysis – Universidade de Waikato. Disponível em <https://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/>

Num processo de mineração, existe uma sequência de tratamento da informação até que um dado seja transformado em informação útil ou conhecimento. As etapas desta metodologia estão apresentadas no fluxograma da Figura 28 e descritos em sequência.



Primeiro, na etapa de pré-processamento, a massa de dados coletados em sua forma bruta se dá em arquivos texto (.txt) salvos a partir da aquisição da IMU e imagens (\*.bmp) capturadas pela câmera. Os dados da IMU são primeiramente importados e armazenados em base de dados, e desta forma podem ser visualizados e inspecionados pelos pesquisadores em busca de *outliers* para descarte ou características que podem ser visualizadas de forma explícita no espaço.

A partir da base de dados, os dados passam por um pré-processamento com as acelerações submetidas à um filtro passa-baixa do tipo Butterworth com frequência de amostragem igual a 90Hz e frequência de corte de 15Hz.

A seguir, na etapa de transformação, os dados da IMU são modificados pelo cálculo das variáveis cinemáticas utilizadas nas análises temporais e espectrais com tratamento estatístico e na mineração dos dados. Também nesta etapa acontece o processamento das imagens e cálculo das variáveis de áreas de apreensão.

Na etapa da mineração de dados os algoritmos J48 e seleção de atributos (*clusters*) da ferramenta Weka são utilizados e como resposta, padrões de classificação são descobertos.

## 5 ESTUDO DE CASO 1

O estudo de caso número um, realizado no início deste trabalho de pesquisa, foi feito em conjunto com o Departamento de Fisioterapia da UFSCar. As coletas de dados foram realizadas com o SPMM versão 1. O objetivo deste primeiro estudo foi através do protocolo de movimento, mostrar o potencial do novo dispositivo e das análises e obter resultados preliminares.

### 5.1.Participantes

Como primeira pesquisa, foi realizado um estudo observacional, de caráter transversal, com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos da instituição proponente (parecer número 508.804). Todos os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e as crianças, o Termo de Assentimento, disponíveis no Anexo 1.

Crianças com desenvolvimento típico (total de analisados = 47, 22 meninos e 25 meninas), hígdas, nascidas a termo, com idade entre 5 e 10 anos, idade média  $7,49 \pm 1,73$  anos, selecionadas aleatoriamente em escolas da cidade de São Carlos. As crianças não apresentavam histórico de atraso no desenvolvimento neuropsicomotor e de cirurgias ortopédicas nos membros superiores; patologias musculoesqueléticas ou neurológicas que afetassem a função do membro superior, comprometimento cognitivo que impedisse a compreensão da tarefa solicitada; ou qualquer alteração do sistema visual. Para o estudo as crianças foram divididas em seis grupos de acordo com a idade, o que resultou em 7 a 8 crianças em cada grupo. Cada sessão de experimento teve duração total de 10 minutos em média, incluindo os procedimentos padrões de assinatura do termo de assentimento, medidas biométricas, instruções gerais e a execução da tarefa funcional “beber água”, descrita na seção 4.1.2, para a mão dominante em três tentativas.

### 5.2.Resultados da análise cinemática

Considerando todos os participantes, a média total de duração do ciclo foi  $2,55 \pm 0,6s$ . Etapa de acomodação foi 13,33% ( $\pm 6,05$ ), etapa de transporte foi 43,24% ( $\pm 7,41$ ) e a etapa de retorno 43,43% ( $\pm 7,73$ ).

Foi realizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney com nível de significância de  $p < 0,05$ , para comparação dos dados dos tempos das etapas entre os gêneros e foram encontradas diferenças significativas ( $p = 0,013$ ) no tempo total de duração do movimento entre meninos e meninas. Os meninos completaram a tarefa mais rápido que as meninas, entretanto a proporção de cada fase foi similar para ambos os gêneros (Tabela 2).



Tabela 2: Parâmetros espaço-temporais para meninos e meninas (Estudo 1).

	Meninos (n=22)	Meninas (n=25)	p-value
<b>Duração Total (s)</b>	2,41 ± 0,53	2,66 ± 0,64	0,013*
<b>Fase de Acomodação (%)</b>	13,67 ± 6,10	13,03 ± 6,03	0,522 <sup>†</sup>
<b>Fase de Transporte (%)</b>	43,17 ± 6,62	43,29 ± 8,09	0,927 <sup>†</sup>
<b>Fase de Retorno (%)</b>	43,15 ± 6,88	43,68 ± 8,45	0,687 <sup>†</sup>
<b>Índice de Retidão</b>			
Transporte	0,93 ± 0,02	0,94 ± 0,03	0,192 <sup>†</sup>
Retorno	0,92 ± 0,08	0,92 ± 0,05	0,852 <sup>†</sup>
p-value	0,310 <sup>†</sup>	0,083 <sup>†</sup>	

n= número de participantes em cada grupo. Valores são expressos como média ± DP. \*amostras-independentes t-teste; <sup>†</sup>Teste de Mann-Whitney. Nível de significância de  $p < 0,05$ .

Foi realizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis com Teste Mann-Whitney post hoc e ajuste de Bonferroni com nível de significância de  $p < 0,05$ , para comparação dos dados dos tempos das fases entre as idades (Tabela 3). Os resultados demonstraram que na fase de acomodação houve uma tendência de redução no tempo com o incremento da idade, porém sem diferença estatisticamente significativa ( $p=0,450$ ). Levando-se em consideração o tempo total da tarefa, as crianças de 5 anos foram mais rápidas comparadas às de 8 anos ( $p=0,002$ ) e às de 10 anos ( $p=0,003$ ).

Tabela 3: Parâmetros espaço-temporais de acordo com a idade dos participantes.

	Idade (anos)						p-value
	5 (n=8)	6 (n=8)	7 (n=8)	8 (n=7)	9 (n=8)	10 (n=8)	
Duração Total (s)	2,30 ± 0,82	2,66 ± 0,63	2,43 ± 0,58	2,69 ± 0,37	2,67 ± 0,68	2,54 ± 0,29	0,022
Acomodação (%)	16,21 ± 8,87	13,77 ± 6,17	14,25 ± 6,56	11,76 ± 3,28	12,01 ± 4,41	11,80 ± 4,25	0,450
Transporte (%)	40,94 ± 8,92	43,31 ± 6,41	44,16 ± 4,94	41,34 ± 8,45	44,86 ± 7,54	44,56 ± 7,50	0,311
Retorno (%)	42,85 ± 10,24	42,91 ± 7,14	41,59 ± 5,87	46,90 ± 7,93	43,13 ± 7,07	43,64 ± 7,30	0,318
<b>Índice de Retidão</b>							
Transp.	0,94 ± 0,04	0,93 ± 0,02	0,94 ± 0,02	0,93 ± 0,02	0,94 ± 0,02	0,94 ± 0,02	0,562
Retorno	0,92 ± 0,08	0,92 ± 0,03	0,93 ± 0,03	0,89 ± 0,13	0,92 ± 0,03	0,94 ± 0,02	0,015

n= número de participantes em cada grupo. Valores são expressos como média ± DP. Teste de Kruskal-Wallis com Teste Mann-Whitney post hoc e ajuste de Bonferroni; Nível de significância de  $p < 0,05$ .



### 5.3. Análise Preliminar da Postura de Preensão

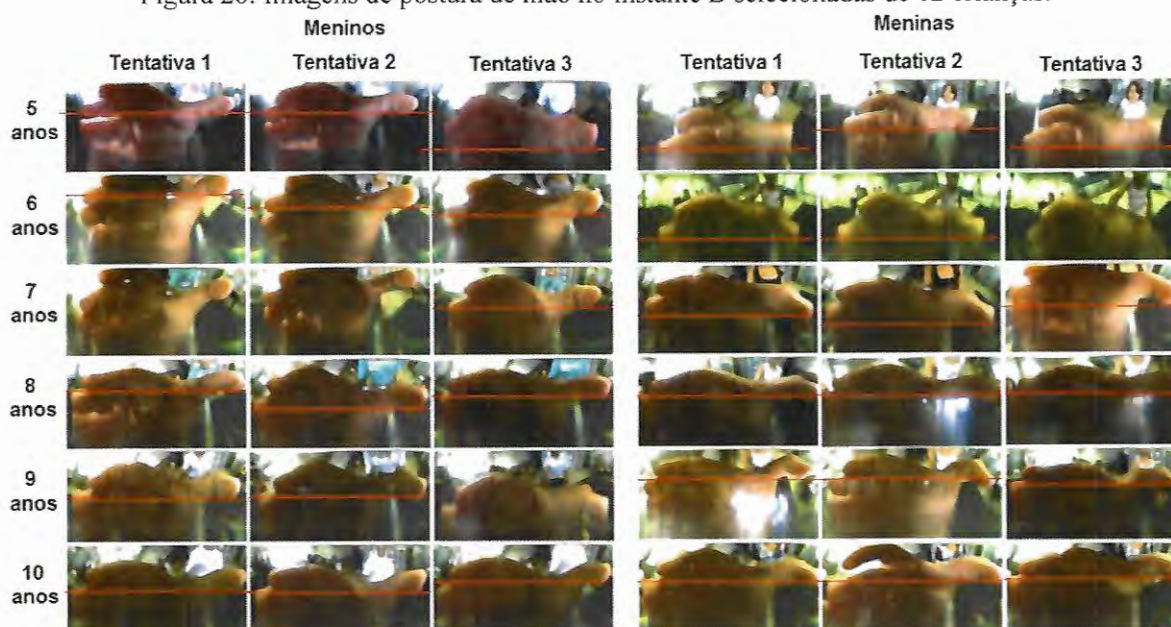
Concomitantemente aos dados da IMU, imagens do espelho também são adquiridas durante a execução da tarefa, na taxa de um quadro por segundo. As imagens contêm a postura espelhada da mão segurando o copo cilíndrico. Aplicando o método do processamento de imagens apresentado na seção 4.7 e a transformação da imagem em visão panorâmica proposta por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006) e apresentada na seção 4.8, foi possível obter a imagem contendo a postura de mão na imagem panorâmica.

Com o acesso à postura da mão durante a tentativa, é possível avaliar sua evolução com o tempo, extrair a postura em instantes pré-estabelecidos, com os denominados A, B, C, D e E que estão exibidos na Figura 19B (seção 4.2.1.1), que limitam as fases do movimento. Também avaliar qualitativamente as posturas chave entre os voluntários do experimento correlacionando-as com gênero, idade e mão dominante.

Com o propósito de apresentar a potencialidade do dispositivo em acessar postura de mão e conduzir uma análise qualitativa, foram selecionadas imagens de 12 crianças das 3 tentativas, num total de 36 imagens de postura de mão no instante quando a preensão está completa, momento anterior ao início do movimento. As imagens apresentadas na Figura 26, foram publicadas em trabalho feito em parceria com Departamento de Fisioterapia da UFSCar (ROCHA et al., 2016) e estão organizadas por gênero, meninos à esquerda e meninas à direita, por tentativa, três para cada criança, e por idade, de 5 a 10 anos em cada linha.

Nesta avaliação foi possível analisar mudança na postura de mão apresentada por ambos os gêneros de diferentes idades, 5 a 10 anos. Observou-se a oposição do polegar em relação aos outros dedos como a mais importante alteração quando as posturas das mãos de crianças de idades diferentes são comparadas. Em geral, para as crianças menores entre 5 e 7 anos, a oposição do polegar acontece mais com o dedo médio, e para crianças de 8 a 10 anos, o polegar fica mais em oposição ao indicador. Nas imagens da Figura 26 esta observação pode ser feita com auxílio das linhas vermelhas. Nenhuma diferença entre gêneros foi observada. A hipótese aqui é que a oposição do polegar tem relação com a idade e não com o tamanho da mão, considerando que meninas da mesma idade costumam ter mãos menores que os meninos.

Figura 26: Imagens de postura de mão no instante B selecionadas de 12 crianças.



Fonte: Rocha et al. (2016)

#### 5.4. Conclusões

Para avaliar a capacidade do SPMM de efetuar medidas, foi conduzido experimento com 47 crianças saudáveis de ambos os gêneros e idades diferentes. Cada sessão incluiu a execução da tarefa funcional “beber água” para a mão dominante em três tentativas.

Este foi um estudo preliminar com o dispositivo SPMM e na análise cinemática, o principal achado foi a possibilidade de identificar padrões no domínio espaço-temporal, como as três etapas da tarefa funcional: acomodação, transporte e retorno. A identificação da primeira fase foi possível mediante estudo conjunto das acelerações e do deslocamento no plano sagital do indivíduo. A análise das acelerações possibilita identificar as interações com o objeto, e desta forma, possibilitou encontrar o instante de contato da mão com o dispositivo, marcando o início da etapa de acomodação, e o instante de toque na mesa na etapa de retorno.

Uma análise qualitativa preliminar foi feita para 12 crianças com o propósito de apresentar a potencialidade do dispositivo em acessar postura de mão. Nesta avaliação foi possível analisar a postura apresentada por ambos os gêneros de diferentes idades, 5 a 10 anos. Resultados sugerem a oposição do polegar em relação aos outros dedos como a mais importante alteração quando as posturas das mãos de crianças de idades diferentes são comparadas. Este primeiro experimento é um estudo piloto para avaliar o dispositivo, outras análises estatísticas precisam ser conduzidas para confirmar esta hipótese.

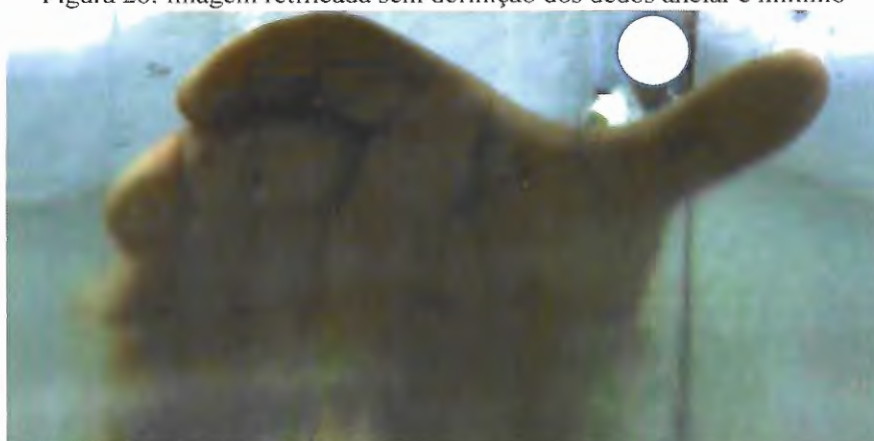
Apesar das vantagens apresentadas, existem pontos a serem trabalhados, como a questão do espelho hiperbólico do dispositivo que concentra informação visual próxima ao centro, como pode ser observado na Figura 27. A câmera capta a imagem omnidirecional refletida pelo espelho com uma resolução constante, isto é, com o mesmo tamanho e distribuição de pixels. Desta forma, informação é perdida no processo de retificação da imagem, e como resultado pode-se observar baixa resolução na parte inferior da imagem panorâmica com pouca definição dos dedos mínimo e anelar e em algumas vezes até do médio, como exibido na Figura 28. Isto se deve ao fato do espelho hiperbólico privilegiar a imagem formada próxima à sua borda (muitos pixels) em detrimento de sua região central (poucos pixels). Como alternativa é sugerido efetuar novo projeto de arquitetura do espelho que trabalhe com resolução invariante, como proposto por Chahl e Srinivasan (1997).

Figura 27: Imagem omnidirecional da preensão.



Fonte: próprio autor

Figura 28: Imagem retificada sem definição dos dedos anelar e mínimo



Fonte: próprio autor





## 6 ESTUDO DE CASO 2

O estudo de caso número dois foi realizado em conjunto com o Departamento de Terapia Ocupacional da Universidade Federal de São Carlos. As coletas de dados foram realizadas com o SPMM versão 1. O objetivo deste estudo foi apresentar resultados preliminares de experimentos conduzidos com pacientes de AVC e o dispositivo SPMM, comparando dados cinemáticos e postura de preensão entre mão parética e mão não-parética mediante a execução da tarefa funcional “beber água”. Também comparar dados cinemáticos e postura de preensão da mão parética obtidos antes e após processo de reabilitação.

### 6.1.Participantes

Como segundo experimento, foram realizadas coletas de dados em adultos que sofreram AVC e estavam sendo submetidos à terapia de contenção induzida (TCI) pós AVC na AACD em São Paulo. Esta coleta fez parte do trabalho de mestrado do pesquisador Rafael Garcia, vinculado ao programa de pós-graduação do Departamento de Terapia Ocupacional da UFSCar.

Participaram da pesquisa 4 adultos, 2 homens e 2 mulheres, que sofreram um único episódio de AVC, cujas lesões ocorreram na área motora cortical ou subcortical; de acordo com as diretrizes e aprovação do Comitê da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) no uso de humanos como sujeitos experimentais (CAAE N ° 60028416.7.0000.0085). Todos os indivíduos assinaram o termo de consentimento.

As idades correspondentes, bem como tipo e data da lesão estão descritos na Tabela 4. As idades foram registradas durante os experimentos em maio de 2016.

Foram realizadas coletas nas fases de pré tratamento para todos os pacientes, e na fase do pós tratamento para 2 pacientes. Os pacientes foram submetidos ao protocolo Terapia de contenção induzida (TCI), que visa melhorar a função do membro superior parético. O protocolo foi realizado durante 10 dias úteis, durante 3 horas por dia. Nos primeiros 30 minutos, foi aplicado um pacote comportamental e, no tempo restante, o treinamento intensivo do membro parético foi realizado através da técnica de modelagem. Fora do ambiente terapêutico, os pacientes usaram aparelho de restrição (luva) no membro superior ipsilateral em 90% das horas de vigília.

Tabela 4: Adultos participantes do segundo experimento (Estudo 2)

Nome	Idade	Tipo de lesão	Data da lesão
Paciente A	54 anos	AVC - hemorrágico	21/06/1989
Paciente B	51 anos	AVC – isquêmico	15/06/2015
Paciente C	58 anos	AVC - isquêmico	31/10/2015
Paciente D	39 anos	AVC – isquêmico/hemorrágico	20/03/2015

Fonte: Appel et al. (2018)

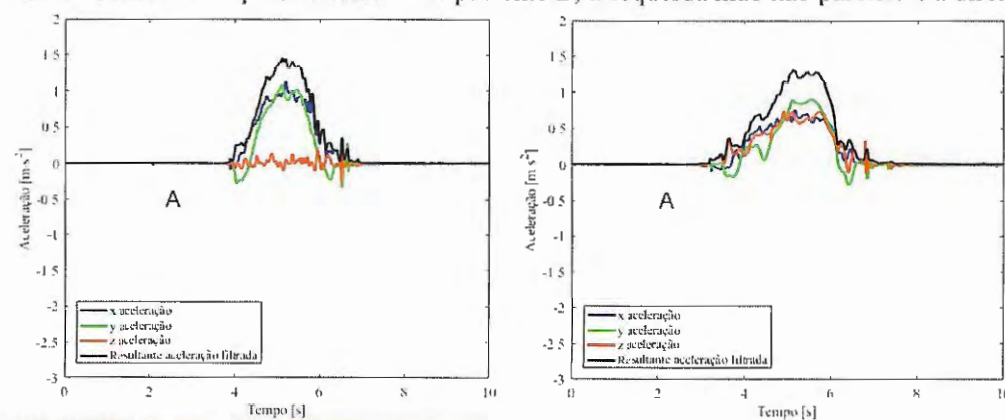
## 6.2. Resultados da Análise Cinemática

Nesta seção, as grandezas físicas são analisadas qualitativamente e quantitativamente ao longo do tempo para os quatro pacientes adultos que sofreram AVC. Por meio de análise visual dos sinais, foi verificado que existem diferenças nas curvas da IMU entre a mão parética e a mão não-parética, também que as acelerações, como no experimento com as crianças típicas, podem ser utilizadas para se determinar o ponto de estabelecimento de contato da mão dos voluntários com o dispositivo. Além disso, há registro de inclinação do copo para frente e registro de movimento não voluntário na fase de liberação do dispositivo pela mão parética.

As análises qualitativas ao longo do tempo foram feitas pela observação dos gráficos de acelerações ( $m/s^2$ ) com relação ao tempo (s) e dos gráficos de inclinação em Y com relação ao tempo (s).

A primeira observação foi com relação às acelerações registradas, quando a mão parética toca o copo, as acelerações são maiores que aquelas registrada para a outra mão. Um exemplo está na Figura 29, tentativa 2 do paciente B, além das acelerações serem maiores quando a mão toca o copo, como ilustrado na Figura 29 pelo ponto A, a aceleração em Z da mão parética durante a tarefa também é maior.

Figura 29: Gráfico das acelerações da tentativa 2 paciente B, à esquerda mão não parética e à direita parética.



Fonte: próprio autor

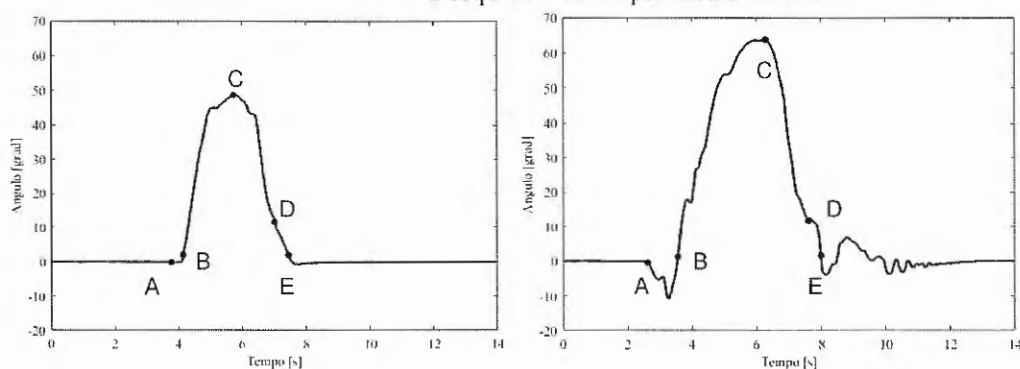
Para os quatro pacientes foi observado que a fase de acomodação nas 3 tentativas da mão não-parética é menor que a mesma fase nas tentativas da mão parética. Na Figura 30, pode-se observar no gráfico de inclinação em Y em função do tempo da tentativa 1 do paciente A, à esquerda a fase de acomodação (entre A e B) da mão não-parética é menor que a mesma fase à direita. Esta fase da mão parética (à direita) apresenta oscilação que evidência que o copo foi inclinado para frente antes de iniciar o movimento, durante a fase de acomodação.



Pode-se observar também que no momento de inversão do movimento (C) a inclinação é menor na mão não-parética.

Após o instante final do movimento (E) da mão mais afetada (Figura 30, gráfico à direita), existe evidência de oscilação. Isto é devido ao paciente continuar com a mão no copo alguns instantes mesmo após o copo ter tocado a mesa e o final do movimento ter acontecido pela inclinação menor que  $2^\circ$ . Nestes instantes pode-se observar uma oscilação na inclinação do dispositivo para frente e para trás evidenciando tremor ou ajustes antes que a mão solte totalmente o copo.

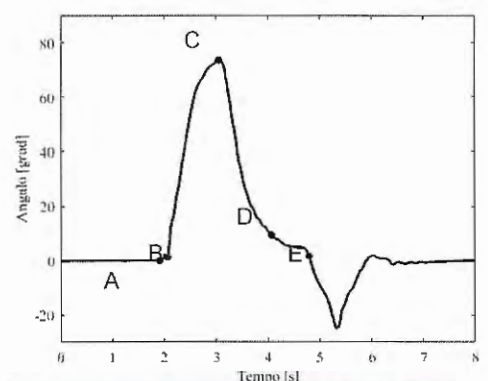
Figura 30: Paciente A, tentativa 1, gráfico do ângulo de inclinação Y em função do tempo, mão não-parética à esquerda e mão parética à direita.



Fonte: próprio autor

Um caso semelhante foi o gráfico de inclinação (Figura 31 da primeira tentativa da mão parética do paciente D. Após a indicação do final do movimento (E) ainda houve indicação de atividade. Em análise à sequência de imagens de postura da mão o paciente fez a liberação do copo e em seguida efetuou nova prensão inclinando-o para frente e nova liberação.

Figura 31: Gráfico de inclinação no eixo Y da tentativa 1 da mão parética do paciente D.



Fonte: próprio autor

Analisando o tempo total de execução da tarefa, este é menor para a mão não-parética para todos os pacientes. Esta observação pode ser constatada quantitativamente pelos dados das Tabelas

5, 6 e 7 que exibem os tempos totais e o percentual de cada etapa da tarefa para as mãos parética e não-parética dos quatro pacientes, sendo em dois casos no pré e pós-tratamento.

Na observação dos percentuais das fases da tarefa pode-se notar uma homogeneidade nos tempos decorridos das fases da mão não-parética do paciente A. Os percentuais são aproximadamente mantidos nas fases. Enquanto para a mão parética não existe um padrão, cada tentativa possui percentuais bem distintos dos demais tanto para paciente A quanto para os demais pacientes.

Em alguns casos o percentual da etapa de liberação é negativo. A etapa de liberação tem início no instante do toque do copo na mesa e termina com o instante do final do movimento. Como descrito na metodologia, seção 4.4, o toque do copo na mesa é detectado pelo ponto mínimo da aceleração em X a partir da fase de retorno. E o final do movimento acontece quando o dispositivo tem inclinação em Y menor que 2 graus. Portanto, a fase de liberação é negativa quando esta inclinação menor que 2° acontece antes do pico de menor aceleração em x, ou seja, o paciente traz o copo para a inclinação de 2° antes de tocar a mesa.

Analisando os dados do paciente C, pode-se observar uma diferença com relação aos outros pacientes onde a fase de acomodação é menor para a mão mais afetada. Observando as imagens da câmera, vimos que com a mão não-parética existe um tempo para a acomodação, e este tempo fica bem mais rápido na mão parética, quando a mão se aproxima do copo e faz a prensão de forma repentina. Na fase do pós-tratamento a acomodação muda, a maneira como a prensão é feita se torna mais lenta e detalhada, como a realizada pela mão não-parética.

Analisando os dados do paciente D, o tempo total da tarefa foi menor no pós-tratamento se comparado ao tempo do pré. Ainda na fase do pós-tratamento, podem ser observadas redução de tremores e ajustes e as acelerações no momento que a mão toca o copo tiveram uma redução significativa se comparado à fase do pré-tratamento.

No Anexo 3 estão as Tabelas 26 a 31 contendo todos os gráficos das acelerações e inclinações em Y de todas as tentativas de todos os pacientes deste estudo.

Tabela 5: Resultados dos tempos dos pacientes avaliados somente na fase de pré-tratamento, mão não-parética e mão parética

Paciente	A						B					
	Mão não-parética (Direita)			Mão parética (Esquerda)			Mão não-parética (Esquerda)			Mão parética (Direita)		
Tentativa	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Acomodação%	10,15	9,26	9,87	17,34	7,20	5,45	8,71	9,49	7,56	15,01	14,74	16,14
Transporte%	43,08	46,30	43,20	50,95	27,12	24,80	42,51	34,39	52,58	55,24	43,93	47,37
Retorno%	32,92	32,01	34,13	24,31	38,95	76,98	40,07	43,87	42,61	17,56	28,61	40,35
Liberação%	13,85	12,43	12,80	7,40	26,74	-7,22	8,71	12,25	-2,75	12,18	12,72	-3,86
Tempo total s	3,70	4,31	4,27	5,39	8,87	8,37	3,27	2,88	3,32	4,02	3,94	3,25

Fonte: Appel et al. (2018)

Tabela 6: Resultados dos tempos do paciente C avaliado nas fase de pré e pós-tratamento, mão mais afetada pelo AVC

Paciente	C									
	Mão Pré ou Pós Tratamento	Mão menos afetada (Direita)			Mão mais afetada (Esquerda)					
					Pré-Tratamento			Pós-Tratamento		
Tentativa	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	
Fase de Acomodação %	49,86	31,63	26,43	26,40	27,60	38,08	26,02	39,05	22,19	
Fase de Transporte %	29,63	38,98	45,00	40,00	34,42	27,52	34,62	29,07	40,21	
Fase de Retorno %	23,93	37,06	34,29	29,87	32,34	28,75	34,84	26,46	33,94	
Fase de Liberação %	-3,42	-7,67	-5,71	3,73	5,64	5,65	4,52	5,42	3,66	
Tempo total s	4,00	3,57	3,19	4,27	3,84	4,64	5,30	5,25	4,37	

Fonte: Appel et al. (2018)

Tabela 7: Resultados dos tempos do paciente D avaliado nas fase de pré e pós-tratamento, mão mais afetada pelo AVC

Paciente	D									
	Mão Pré ou Pós Tratamento	Mão menos afetada (Esquerda)			Mão mais afetada (Direita)					
					Pré-Tratamento			Pós-Tratamento		
Tentativa	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	
Fase de Acomodação %	6,60	3,91	6,39	5,49	5,83	6,41	2,52	3,17	4,91	
Fase de Transporte %	31,13	37,99	31,96	34,12	32,08	41,03	26,81	36,20	33,48	
Fase de Retorno %	38,21	48,60	33,33	35,69	35,00	68,38	31,23	40,72	39,29	
Fase de Liberação %	24,06	9,50	28,31	24,71	27,08	-15,81	39,43	19,91	22,32	
Tempo total s	2,42	2,04	2,50	2,91	2,74	2,67	3,61	2,52	2,55	

Fonte: Appel et al. (2018)

### 6.3. Análise Preliminar da Postura de Mão

Analisando-se a postura de mão nas imagens de apreensão palmar obtidas no instante anterior ao início do movimento de levar o copo à boca, a principal diferença observada após a fase de acomodação foi o ângulo de abdução do polegar, na mão parética esse ângulo é menor. Nas imagens existe um “V” (em vermelho) que pode ser utilizado como métrica qualitativa deste ângulo.

A seguir, são apresentados dois casos para ilustrar o ângulo de abdução menor na mão parética, primeiro exemplo é relativo à segunda tentativa do paciente A (Figura 32) e o segundo é relativo à segunda tentativa do paciente C (Figura 33). A mão parética está apresentada à esquerda (a) e a mão não-parética está à direita (b).



Figura 32: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente A



Fonte: Appel et al. (2018)

Figura 33: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente C



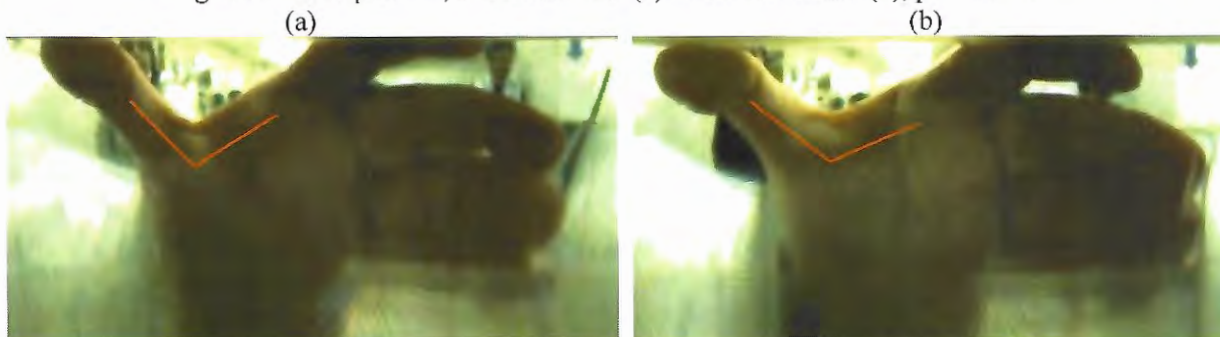
Fonte: Appel et al. (2018)

Nas imagens é possível identificar que o “V” é mais fechado para a mão parética, inclusive para o paciente B. Neste caso a diferença é muito pequena, mas ela existe e pode ser observada. Alguns pacientes apresentam esse “V” mais fechado que os demais participantes também para a mão não-parética. Neste ponto é importante a ressalva de que, após o AVC ambos os lados apresentam déficit motor, um mais e outro menos, e o SPMM foi sensível para detectar esta característica.

Apesar deste estudo com adultos que sofreram AVC apresentar somente duas coletas (3 tentativas cada) na fase pós-tratamento, foi possível verificar que a capacidade de abdução sofreu uma melhora com o tratamento, ou seja, o “V” apresenta-se mais aberto.

Para ilustrar esta observação, na Figura 34 são apresentadas imagens da primeira tentativa do paciente C, do Pré-tratamento à esquerda (a), com ângulo menor e do Pós-tratamento à direita (b) com ângulo mais aberto.

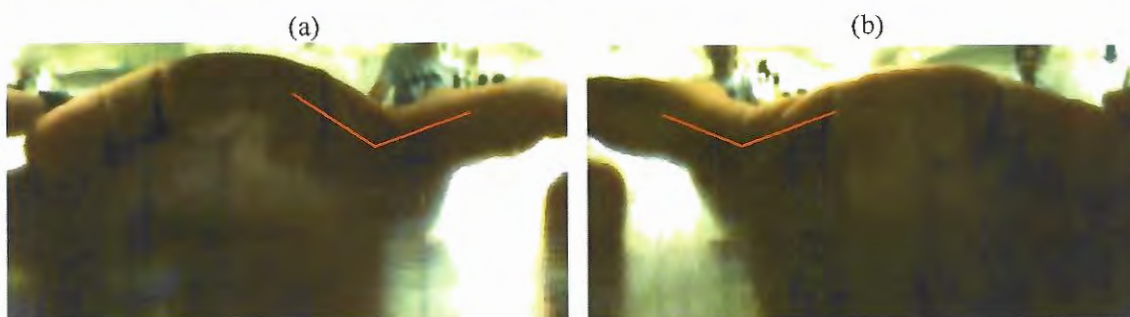
Figura 34: Mão parética, Pré-tratamento (a) e Pós-tratamento (b), paciente C.



Fonte: Appel et al. (2018)

O paciente D apresenta o ângulo de abdução do polegar, representado na Figura 35 pelo “V” em vermelho, bem mais aberto. Como nos casos anteriores, também é possível observar que este ângulo é mais fechado para a mão parética (a).

Figura 35: Mão parética (a) e mão não-parética (b), paciente D.



Fonte: Fonte: Appel et al. (2018)

Nas imagens de postura de mão deste paciente também foi possível observar uma segunda estratégia, a oposição do polegar mudou com a intervenção.

Nas imagens da Figura 36, estão as posturas da mão parética no pré-tratamento (a) e no pós-tratamento (b). Na fase do pré-tratamento o polegar tem oposição com o indicador (a) e na fase do pós-tratamento é possível verificar que a oposição do polegar tende mais ao dedo médio (b).

Figura 36: Mão parética, pré-tratamento (a) e pós-tratamento (b), paciente D.



Fonte: Appel et al. (2018)

No Anexo 3 estão as Tabelas 26 a 31 contendo todas as imagens de apreensão obtidas no instante anterior ao início do movimento de levar o copo à boca, de todas as tentativas de todos os pacientes deste estudo.

#### 6.4. Conclusões

Para avaliar a capacidade do SPM de efetuar medidas, foi conduzido experimento, com 4 adultos que sofreram AVC, 2 homens e 2 mulheres que foram submetidos à tratamento de reabilitação dos membros superiores na AACD. Cada sessão de experimento teve duração total de 10 minutos em média com execução da tarefa em três tentativas para as duas mãos na fase de pré-tratamento e para a mão parética também na fase de pós-tratamento.

A análise cinemática possibilitou, como no estudo anterior, encontrar padrões no domínio espaço-temporal como as três diferentes fases do movimento: acomodação, transporte e retorno.

O estudo dos tempos das etapas da tarefa possibilitou verificar que o tempo total é menor para a mão não-parética para todos os pacientes.

Gráficos da inclinação do dispositivo em relação ao tempo foram traçados para todas as tentativas dos quatro pacientes. Em um dos casos pode ser observado pela curva de inclinação em Y que o paciente derrubou o dispositivo ao concluir a tarefa. Além do registro de inclinação do copo para frente, pode-se visualizar presença de movimentos não voluntários na fase de liberação do dispositivo pela mão parética.

Com relação à análise de postura da mão, análise qualitativa foi feita para os 4 participantes podendo-se comparar a postura da mão não-parética com a postura da mão parética e também a postura da mão parética na fase de pré-tratamento com a postura da mesma mão na fase do pós-tratamento. Resultados sugerem dois indícios. Primeiro, a principal diferença observada foi o ângulo de abdução do polegar, na mão parética esse ângulo é menor se comparado ao da mão não-parética e este resultado vem de encontro ao relatado por Lang et al. (2005). Na fase do pós-tratamento, foi



possível verificar que a capacidade de abdução sofreu uma melhora com o tratamento, ou seja, o ângulo de abdução do polegar com o indicador aumentou. O segundo, como no caso das crianças, é a oposição do polegar em relação aos outros dedos, para um paciente na fase do pós-tratamento, foi possível verificar que a oposição do polegar tende mais ao dedo médio. Neste ponto pode-se levantar uma hipótese, o paciente está recuperando a funcionalidade ou aprendendo uma nova estratégia? Essa é uma grande questão no campo da reabilitação e o dispositivo SPMM parece fornecer dados que vão auxiliar na resposta desta questão. As avaliações de postura de mão foram feitas de forma visual, mas para próximas análises pretende-se utilizar avaliação de postura automática, como feito por Pedro et al. (2011).

Para finalizar, pode-se concluir que o dispositivo SPMM utilizado neste trabalho de pesquisa foi capaz de efetuar medidas que proporcionaram análises qualitativas capazes de identificar e avaliar características funcionais de membros superiores em adultos que sofreram AVC.



## 7 ESTUDO DE CASO 3

O terceiro experimento (estudo de caso 3) foi realizado no decorrer do ano de 2018, em conjunto com o Departamento de Fisioterapia da UFSCar. As coletas de dados foram realizadas com o SPMM versão 2, modelo 2, e inseridas de forma integrada ao trabalho de Da Silva<sup>7</sup> (2018, em fase de elaboração), que estuda o efeito do exercício aeróbico associado à Terapia de Contensão Induzida em indivíduos hemiparéticos crônicos, vinculada ao programa de pós-graduação do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

Para este terceiro experimento a metodologia foi estendida em relação ao estudo de caso #2, conforme detalhada no capítulo 4.

### 7.1.Participantes

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (parecer nº 2.495.168 e CAAE nº 79106017.0.0000.5504). O termo de consentimento livre esclarecido (Anexo 1) foi lido e assinado pelo participante. A identidade dos indivíduos será preservada em qualquer forma de publicação e divulgação.

Participaram da pesquisa 5 indivíduos hemiparéticos do sexo masculino em fase crônica pós-AVC, ou seja, que apresentaram ocorrência do último episódio de AVC, isquêmico ou hemorrágico há mais de 6 meses. As idades correspondentes, bem como tipo e data da lesão estão descritos na tabela 8.

Tabela 8: Adultos participantes do experimento (Estudo 3)

Paciente	Idade	Tipo de lesão	Dominância	Nota teste Edinbutgo	Mão parética	Área da lesão	Meses
H01	56	Isquêmica	Direita	0,8	Esquerda	Occipital, temporal medial, fronto-parietal E	48
H09	63	Isquêmica	Direita	1	Esquerda	Região occipital	58
H10	59	Isquêmica	Direita	1	Direita	Cerebelo	33
H12	65	Isquêmica	Direita	1	Direita	Lobo temporal esquerdo	168
H25	71	Isquêmica	Direita	1	Esquerda	Fronto-Parietal	30

Fonte: próprio autor

Os indivíduos participantes foram avaliados em quatro fases, pré-intervenção, 3, 30 e 90 dias pós-intervenção, pelos seguintes instrumentos/procedimentos padronizados: Motor Activity Log, Avaliação Sensorial de Nottingham, Wolf Motor Function Test, Questionário de qualidade de vida

<sup>7</sup> DA SILVA, E.S.M. *Estudo do efeito do exercício aeróbico associado à terapia de contensão induzida em indivíduos hemiparéticos crônicos*. São Carlos: UFSCAR, 2018. Doutorado em andamento.

SS-QOL, Box and Block Test, Nine-Hole Peg Test. Também avaliação cinemática tridimensional do tronco, escápula, ombro, cotovelo e punho, avaliação com o Sensor de Preensão e Movimento da Mão (SPMM), e teste de caminhada de 6 minutos.

O ambiente utilizado para as coletas deste estudo foi diferente dos anteriores e do sugerido no protocolo experimental por dois aspectos: primeiro, a sala onde são realizadas as coletas para análise tridimensional do movimento com as câmeras Qualisys, requer paredes escuras; segundo, o indivíduo participante não pode usar jaleco, pois marcadores passivos são fixados no corpo como parte do protocolo experimental da coleta com as câmeras Qualisys.

## 7.2. Resultados

A análise qualitativa e quantitativa é realizada com médias e desvios padrão das variáveis cinemáticas calculadas a partir dos dados coletados dos indivíduos hemiparéticos com as comparações entre mão parética e mão não parética, e dados de indivíduo controle pareado. Análises são feitas individualmente e de forma coletiva. A análise geral é realizada com dados de todas as coletas, de todos os pacientes, e é aqui que acontece a mineração de dados feita por meio da aplicação de algoritmos que produzem enumeração de padrões sobre os dados de entrada, descobrindo conhecimento.

### 7.2.1. Análise Cinemática do paciente H10

As grandezas físicas foram analisadas qualitativamente e quantitativamente ao longo do tempo para o indivíduo identificado por H10, 59 anos, 87 Kilos, 1,82 m de altura, que sofreu AVC do tipo isquêmico, tendo a região do cerebelo afetada, o que causou hemiparesia no lado direito. A preferência manual foi avaliada pela aplicação do Inventário de Dominância Manual de Edimburgo (nota = 1, lado = 1 ou direito). O paciente não apresentou perda de força significativa, mas ficou descoordenado, pois apresentou alteração no controle motor. Como paciente H10 era destro antes do AVC, então a mão não dominante, menos habilidosa, passou a exercer função de dominante.

#### 7.2.1.1. Análises qualitativas

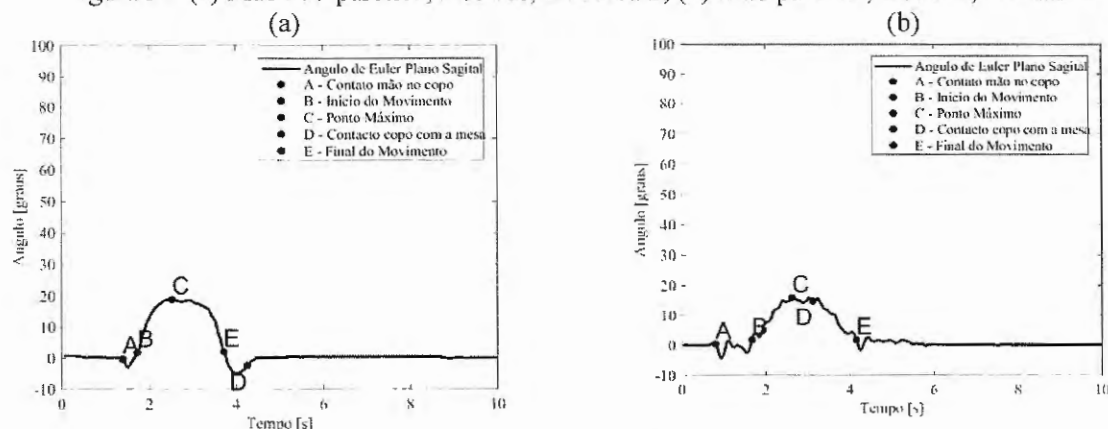
As análises qualitativas abaixo foram feitas comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética do indivíduo H10.

### 7.2.1.1.1. Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Na fase de pré-tratamento os gráficos de inclinação no plano sagital do paciente apresentaram baixos valores de inclinação máxima para as duas mãos, como demonstrado pelo exemplo da Figura 37 – (a) e (b), tentativa 2 da mão não-parética e tentativa 1 da mão parética respectivamente. Na fase do pós 3 dias essas curvas de inclinação apresentaram diferença considerável, com valores máximos de inclinação bem maiores, como exemplificado na Figura 38 (a) e (b), se comparados aos valores do pré tratamento para as duas mãos, o que demonstra que o SPMM foi sensível para verificar alteração após o período de treinamento.

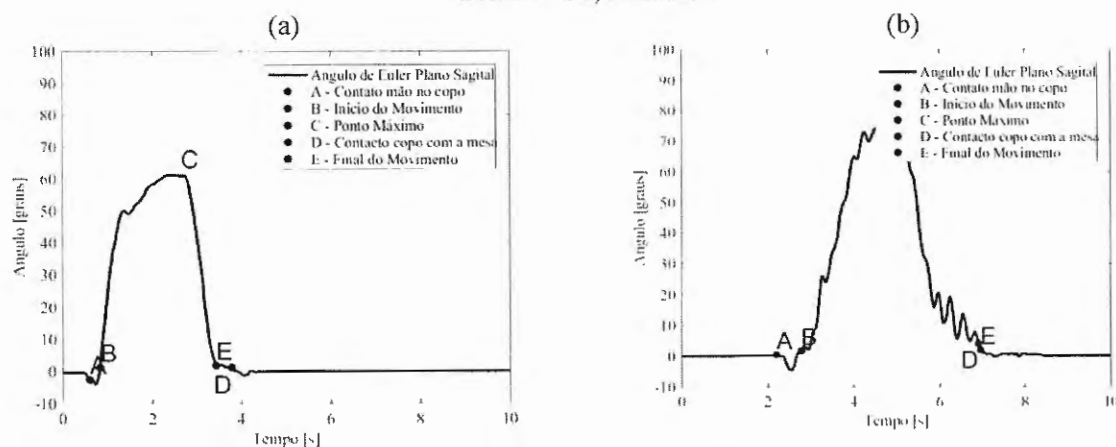
Como segunda observação relativa à inclinação em Y, as curvas da mão parética apresentaram variações na inclinação do dispositivo (para frente e para trás que podem ser decorrentes à tremor ou ajustes), o que não seria natural no movimento da tarefa de beber água, solicitada ao indivíduo. Essas variações podem ser observadas nas Figuras 37 e 38 (b).

Figura 37: (a) Mão não-parética, fase Pré, tentativa 2; (b) Mão parética, fase Pré, Tentativa 1;



Fonte: próprio autor

Figura 38: (a) Mão não-parética, 3 dias após treinameno, tentativa 1; (b) Mão parética, 3 dias após treinamento, tentativa 3

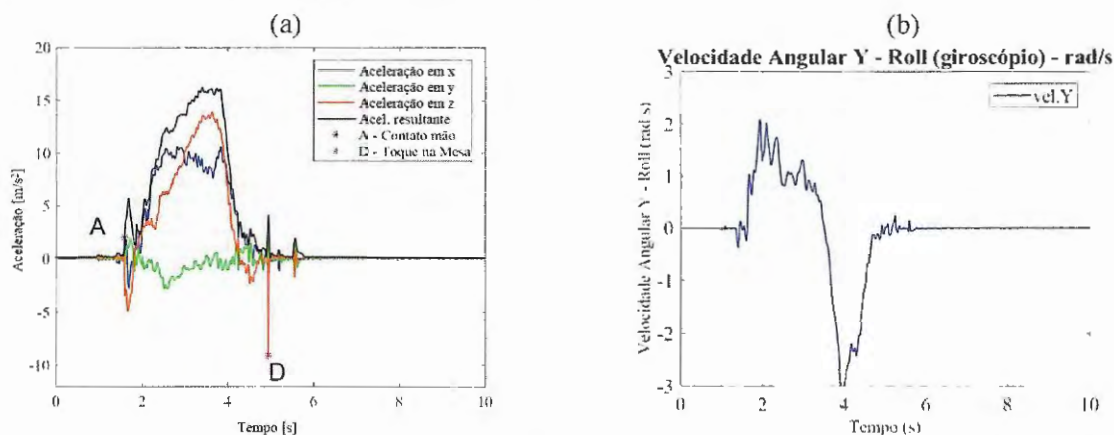


Fonte: próprio autor

### 7.2.1.1.2. Acelerações e velocidade angular em Y

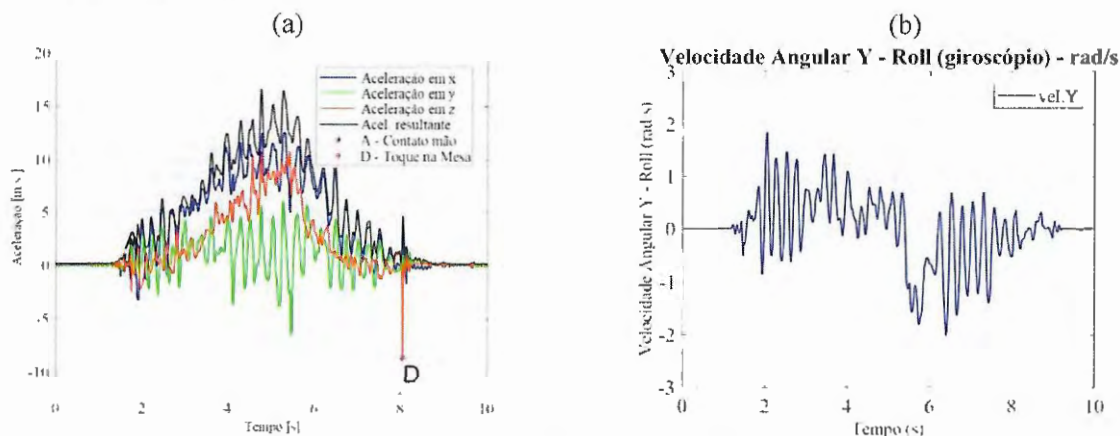
Pela observação visual dos sinais apresentados nos gráficos das acelerações e velocidades das duas mãos, nota-se alteração na suavidade do movimento, para a mão parética as curvas apresentam muitos picos indicando muitas acelerações e desacelerações (Figura 40 (a)) e muitas alterações na velocidade (Figura 40 (b)), para a mão não-parética as curvas das acelerações são menos acidentadas (Figura 39 (a)) e da velocidade mais uniforme (Figura 39 (b)) se comparado aos sinais da mão parética. Qualitativamente, os sinais da aceleração e velocidade angular do dispositivo SPMM apresentaram sensibilidade para detectar alterações na suavidade do movimento da mão parética quando comparada à mão não-parética.

Figura 39: (a) Acelerações da mão não-parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1; (b) Velocidade angular em Y da mão não-parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1;



Fonte: próprio autor

Figura 40: (a) Acelerações da mão parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1; (b) Velocidade angular em Y da mão parética, fase pós 3 dias, Tentativa 1.



Fonte: próprio autor



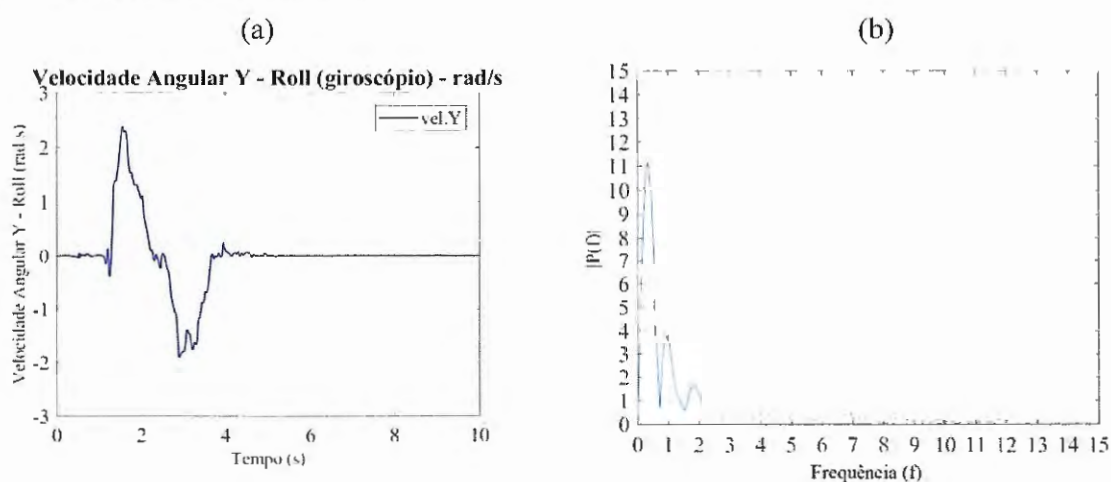
### 7.2.1.1.3. Velocidade angular em Y no Domínio da frequência

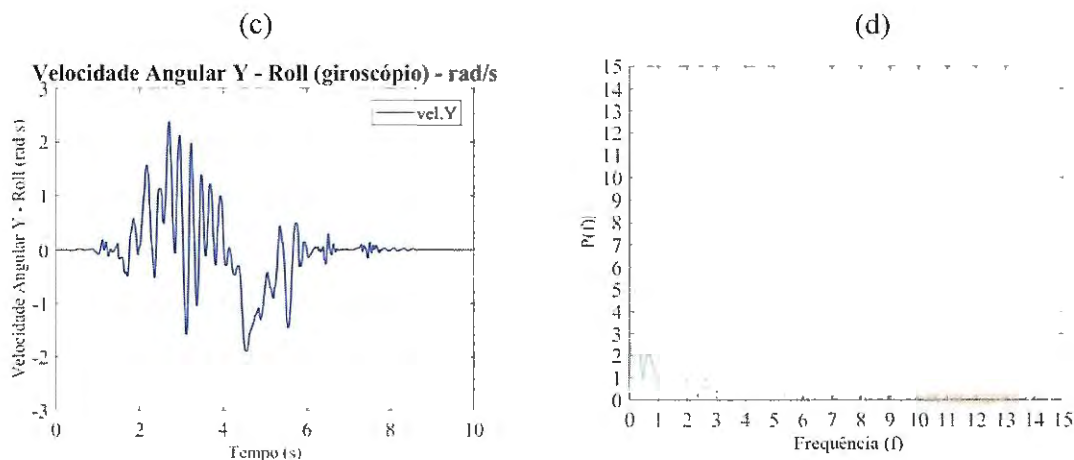
Quando o sinal da velocidade angular em Y ao longo do tempo é transformado para o espectro da frequência (FFT), os gráficos da frequência possibilitam algumas observações e análises interessantes.

Primeiro, o sinal da velocidade angular da mão não-parética, como no exemplo na Figura 41 (a), transformado para o espectro da frequência gerou o sinal representado na Figura 41 (b) que apresenta pico máximo de coeficiente elevado na faixa da frequência compreendida entre 0 e 2 Hz, que representa o movimento humano voluntário (ELBLE; MCNAMES, 2016) e picos de baixo coeficiente na frequência de 2 a 5 Hz, faixa que compreende frequências relativas à movimentos não voluntários.

Na análise do sinal da frequência da mão parética representado pela Figura 41 (d), pode-se identificar que na faixa entre 0 e 2 Hz, existem picos com menores coeficientes se comparados aos picos da mesma faixa da mão não-parética, indicando baixa potência nesta faixa da frequência, enquanto na faixa entre 2 e 5 Hz há presença de picos de maiores coeficientes se comparado à mão não-parética.

Figura 41: (a) Velocidade angular em Y da mão não-parética, fase pós 30 dias, Tentativa 2; (b) FFT da Velocidade angular de (a); (c) Velocidade angular em Y da mão parética, fase pós 30 dias, Tentativa 1; e (d) FFT da Velocidade angular de (c).





Fonte: próprio autor

Portanto, pode-se verificar qualitativamente que a análise espectral é sensível para diferenciar suavidade de movimentos entre a mão parética e a mão não-parética do paciente H10 crônico de AVC.

### 7.2.1.2. Análises quantitativas

As análises quantitativas abaixo, relativas ao indivíduo H10, foram feitas em três etapas: primeiro, comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética; segundo, comparando-se a mão parética com a mão não dominante do controle; e por último comparando-se a mão não-parética com a mão dominante do controle.

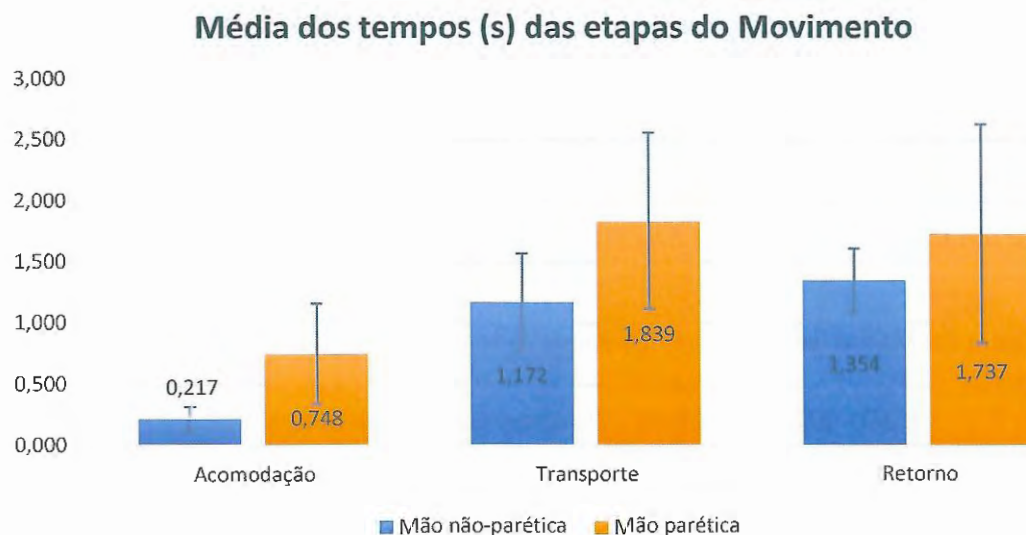
#### 7.2.1.2.1. Comparação entre a mão parética e mão não-parética

Nas Tabelas 32, 33, 34 e 35 do Anexo 4, estão os resultados das principais variáveis cinemáticas obtidas nas coletas das mãos parética e não-parética do paciente H10, nas fases pré e pós 3, 30 e 90 dias e que foram utilizados nas análises quantitativas do paciente. Nas Tabelas 52 e 53 estão os resultados das variáveis cinemáticas obtidas nas coletas do indivíduo do grupo de controle C1(59 anos), mão dominante (direita) e não dominante.

##### 1 – Tempos das etapas do movimento: acomodação, transporte e retorno

Na análise quantitativa das variáveis temporais levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética (Figura 42), o tempo de acomodação mostra diferença com significância estatística entre as mãos, enquanto os demais tempos não apresentam diferença significativa.

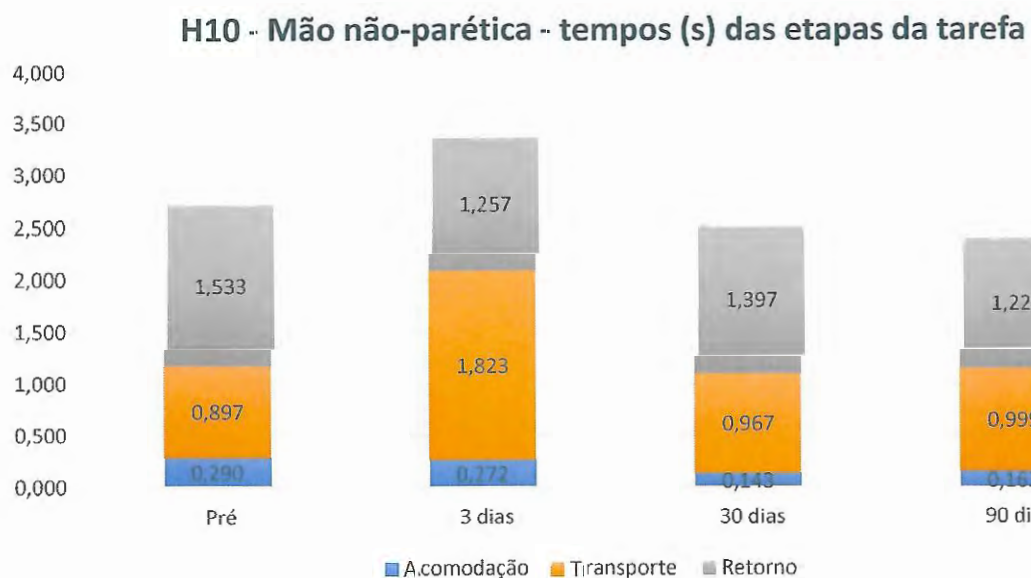
Figura 42: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases de coleta da mão parética e da mão não-parética.



Fonte: próprio autor

A análise das médias dos tempos (s) de acomodação, transporte e retorno ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias (Figura 43), mostrou que a média para a mão não-parética possui diferença com significância estatística para o tempo de transporte na fase do pós 3 dias se comparado às demais fases. Também o tempo de acomodação mostrou diferença nas fases do 30 e 90 dias se comparado ao tempo das fases de pré e pós 3 dias.

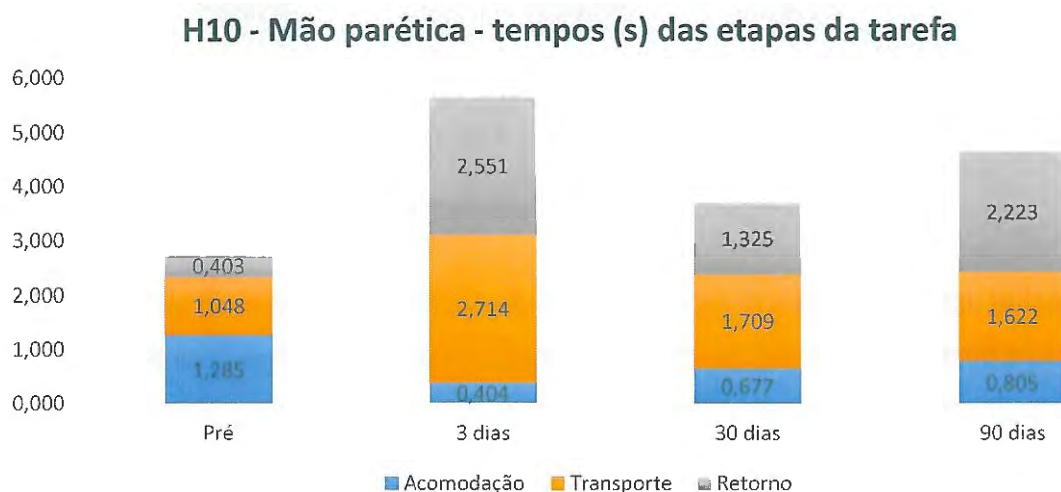
Figura 43: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa para as fases de coleta da mão não-parética



Fonte: próprio autor

A análise das médias dos tempos (s) de acomodação, transporte e retorno ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias, mostrou que a média do tempo de acomodação para a mão parética (Figura 44) sofreu um decréscimo considerável do pré para o pós 3 dias, de 68,54%, depois um acréscimo de 67,49% e novo acréscimo de 19%. Ao mesmo tempo, a média do tempo de transporte do pré para o pós 3 dias apresentou acréscimo de 159% e depois decresceu em 37 e 5% respectivamente. E a média do tempo de retorno do pré para o pós 3 dias apresentou acréscimo de 533,87%, depois decresceu 48% e por último teve acréscimo de 67,75%.

Figura 44: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa para as fases de coleta da mão parética

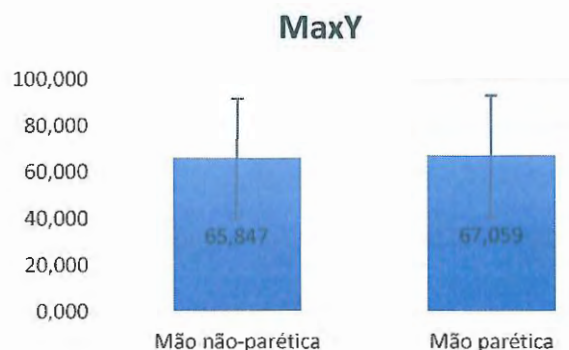


Fonte: próprio autor

## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

A análise da média da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) de todas as fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), de todas as tentativas, comparando-se a mão parética e a mão não-parética (Figura 45), não houve diferença significativa.

Figura 45: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética

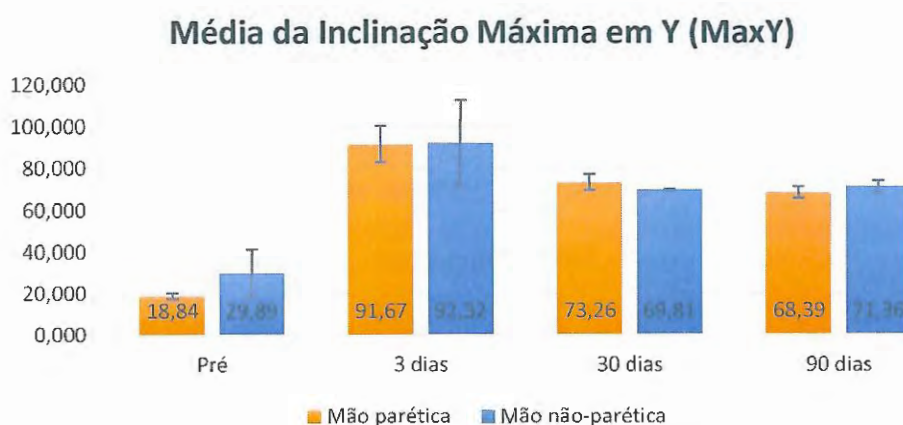


Fonte: próprio autor

A análise da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias, mostrou que a média da variável MaxY da mão parética teve seu valor máximo no “pós 3 dias” e depois decresceu (Figura 46), demonstrando que o SPM também foi sensível em detectar alterações ao longo das fase pós tratamento. A média deste índice apresentou comportamento semelhante para a mão não-parética.

Neste ponto, uma observação importante é a sensibilidade do SPM em detectar que a mão não-parética do indivíduo H10 realmente passou a exercer papel da mão dominante e assumiu o papel da mão dominante.

Figura 46: Média da Inclinação Máxima em Y ao longo das fases de coleta



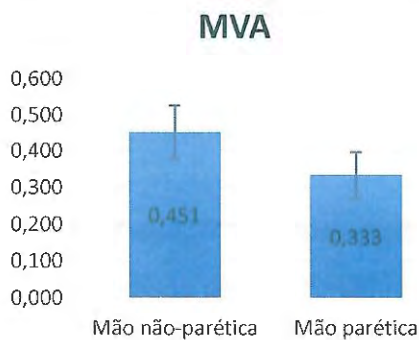
Fonte: próprio autor



### 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

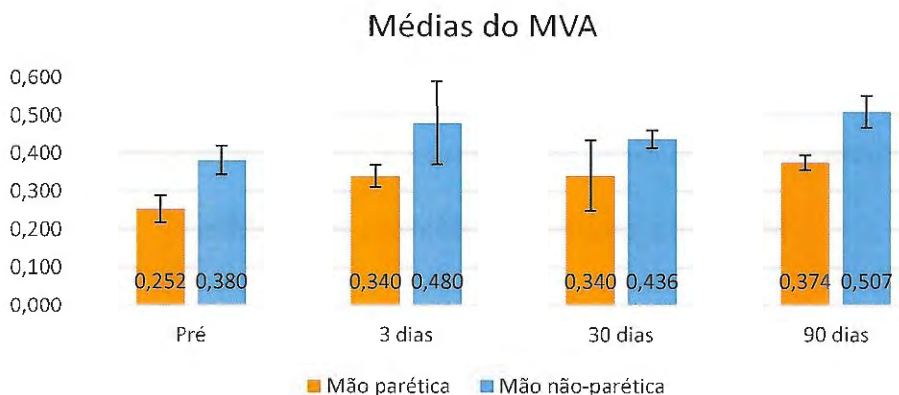
Análise comparativa das médias da variável MVA, entre a mão parética e a mão não-parética (Figura 47) apresentou bom resultado com diferença significativa entre as mãos. Ao longo das fases de coleta, apresentou alterações, mas sem significância estatística nas duas mãos (Figura 48).

Figura 47: Médias do indicador MVA, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Figura 48: Médias do indicador MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

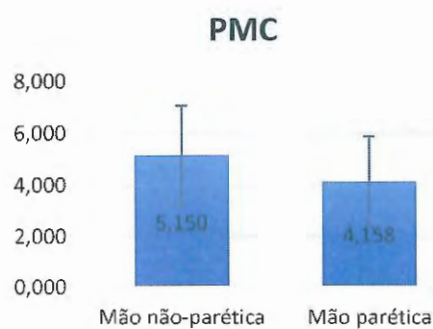
### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

Quando a velocidade angular foi transformada do tempo para o espectro da frequência, na análise comparativa das médias e desvio padrão entre a mão parética e a mão não-parética, a maioria das variáveis espectrais apresentou bons resultados, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas das quatro as fases de coleta. A média do pico máximo (PMC) não apresentou resultado que diferencie as mãos (Figura 49), mas as variáveis RMR1 e RMR3 (Figura 50), RPMR1 e RPMR3



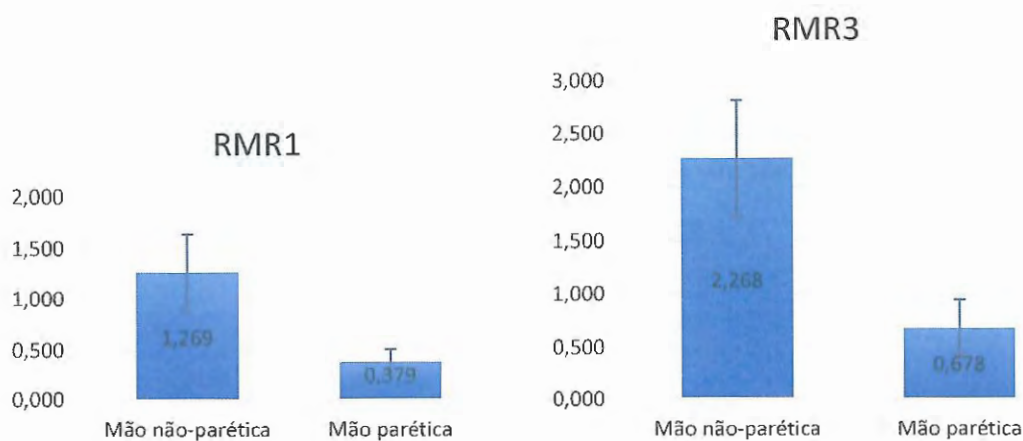
(Figura 51) da mão parética são 25,7% e 30,90%, 29,88% e 29,90% respectivamente das correspondentes à mão não-parética. Lembrando que quanto maior o valor das variáveis espectrais, mais suave o movimento do membro superior. Portanto essas variáveis espectrais foram sensíveis para detectar diferenças com significância estatística entre a mão parética e a mão não-parética.

Figura 49: Médias da variável espectrais PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



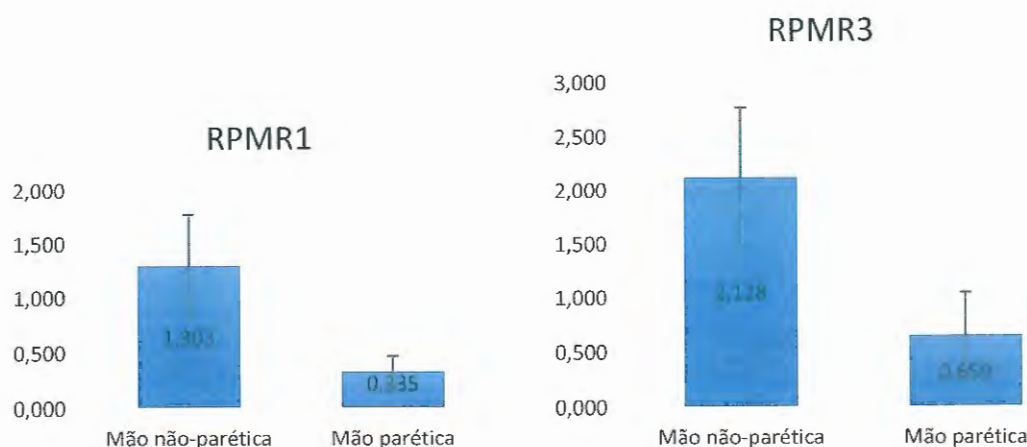
Fonte: próprio autor

Figura 50: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

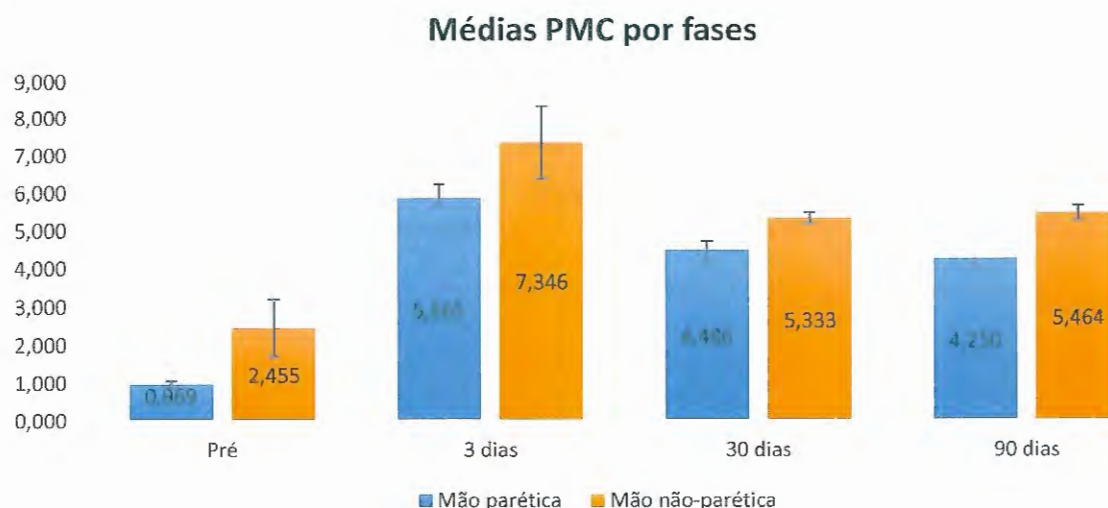
Figura 51: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

Considerando as médias ao longo das quatro fases (pré-tratamento, pós 3, 30 e 90 dias), pode-se observar que a variável PMC tem considerável aumento do pré para o pós 3 dias (Figura 52), 505% para mão parética e 199% para a mão não-parética. Do pós 3 dias para o pós 30 dias apresenta redução de 23 e 27% respectivamente e nova redução no pós 90 dias de 5% para a mão parética e aumento de 2,4% para a mão não-parética. O comportamento da variável PMC para a mão parética corresponde ao da variável MaxY (máxima inclinação em Y) para a mesma mão, em outras palavras, a correlação é alta entre as variáveis.

Figura 52: Médias da variável PMC das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética

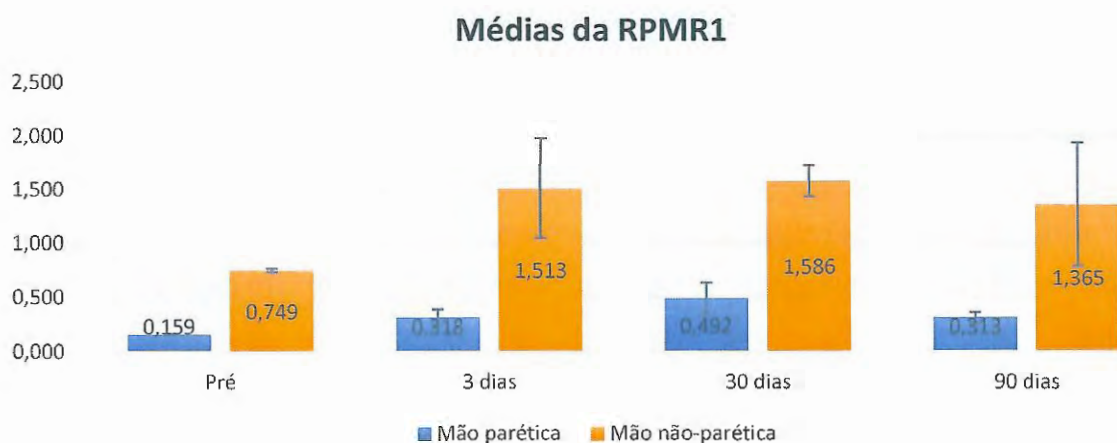


Fonte: próprio autor

Analisando as médias da variável RPMR1 ao longo das fases (Figura 53), pode-se observar que para as duas mãos, existe alteração no valor em todas as fases. A média da mão parética apresenta

aumento de 100% do pré para o pós 3 dias, mais 54% no pós 30 dias e uma redução de 36% no pós 90 dias. A média da mão não-parética segue a mesma tendência de aumento do pré para o pós 3 dias de tratamento de 102%, mas apresenta menores variações nas demais fases, tem pequeno aumento no pós 30 dias, de 4,8% e redução no pós 90 dias de 14%.

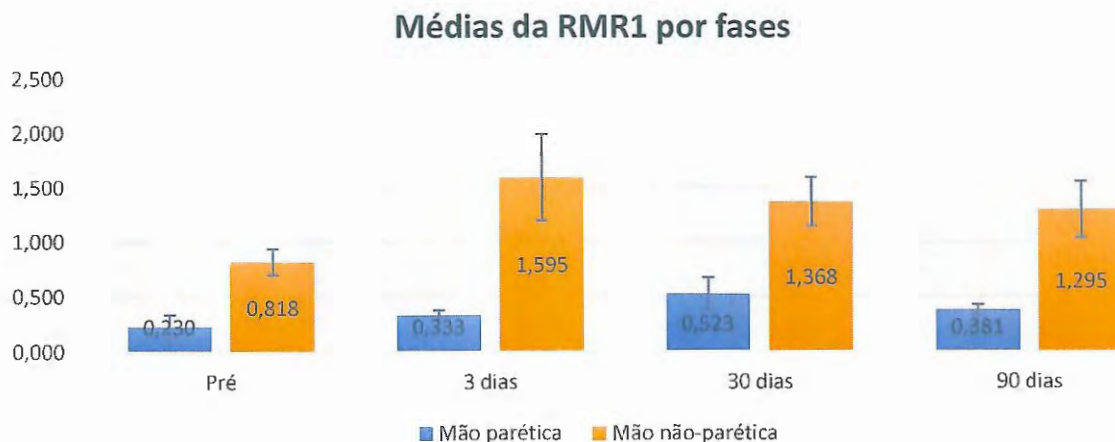
Figura 53: Médias da variável RPMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Analisando as médias da variável RMR1 ao longo das fases (Figura 54), pode-se observar que para as duas mãos, como as variáveis anteriores, existe alteração no valor em todas as fases. A média da mão parética apresenta aumento de 44% do pré para o pós 3 dias, mais 56% no pós 30 dias e uma redução de 27% no pós 90 dias. A média da mão não-parética apresenta aumento do pré para o pós 3 dias de tratamento de 94%, tem redução de 14% no pós 30 dias e redução no pós 90 dias de 5%.

Figura 54: Médias da variável RMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Para concluir, as análises das variáveis espectrais ao longo das fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias) demonstram que o SPMM foi sensível para detectar alterações na suavidade do movimento entre o pré tratamento e as 3 fases do pós tratamento, bem como alterações entre as fases do pós.

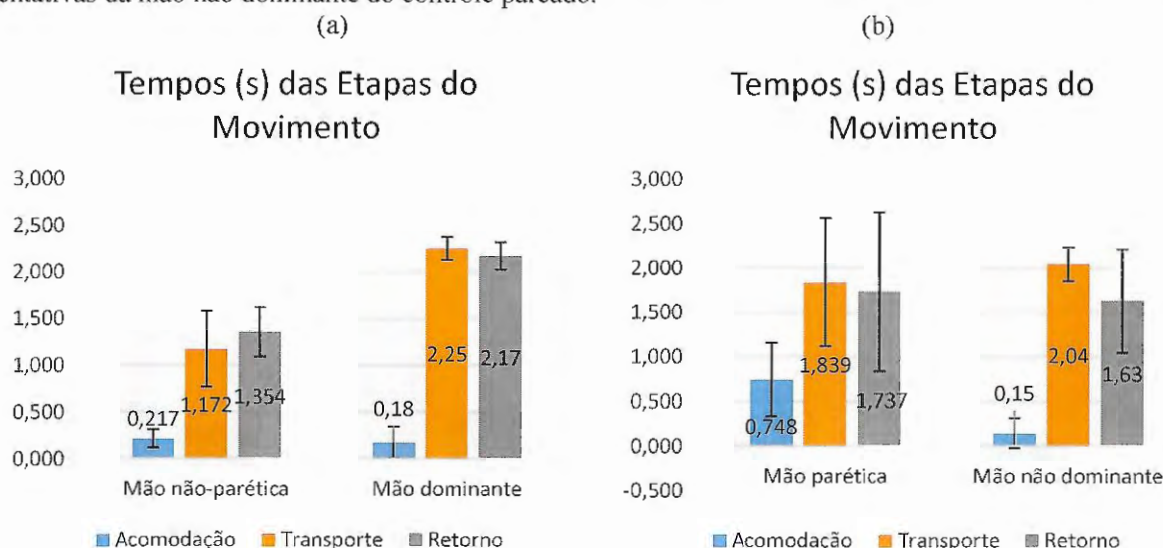
#### 7.2.1.2.2. Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H10 e indivíduo controle pareado (59 anos):

Nesta seção é feita análise pareada entre dados do indivíduo H10 e dados do indivíduo controle de 59 anos. A coleta do controle foi efetuada no mesmo ambiente experimental seguindo protocolo de coleta da tarefa “beber água” com o SPMM. A mão dominante do indivíduo controle é a direita.

Análise quantitativa foi realizada para as comparações: mão parética do indivíduo H10 com a mão não dominante do controle pareado; e mão não-parética do indivíduo H10 com a mão dominante do controle.

Na análise temporal (Figura 55), comparando-se as médias do tempo de acomodação da mão não-parética com a mão dominante, não existe diferença significativa. Mas as médias dos tempos de transporte e retorno da mão não-parética do paciente e da mão dominante do controle, mostram diferença com significância estatística. Na comparação das médias entre a mão parética e a mão não dominante do controle, o tempo de acomodação mostra diferença com significância estatística e os tempos de transporte e retorno não.

Figura 55: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado.



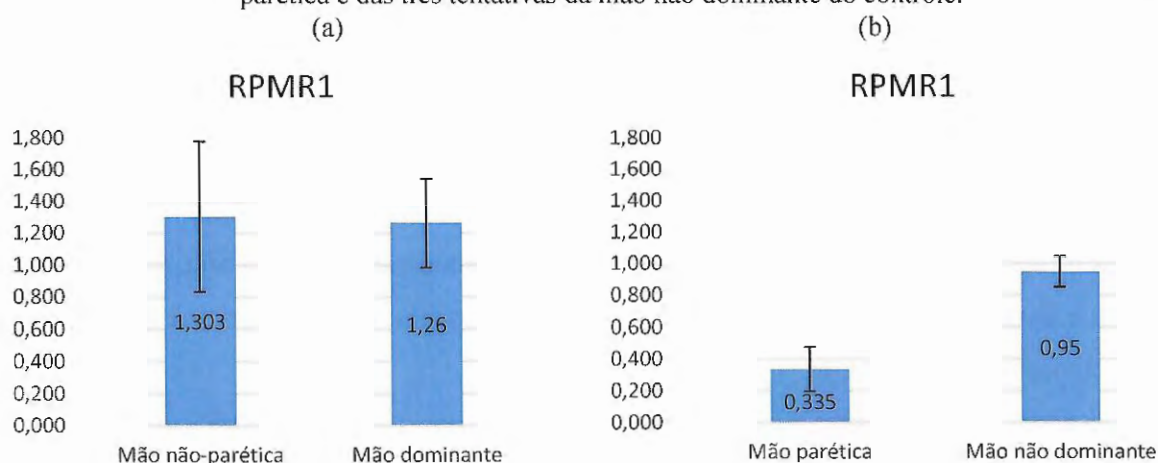
Fonte: próprio autor



Para as próximas comparações, foram utilizadas as variáveis espectrais RPMR1 e RMR3.

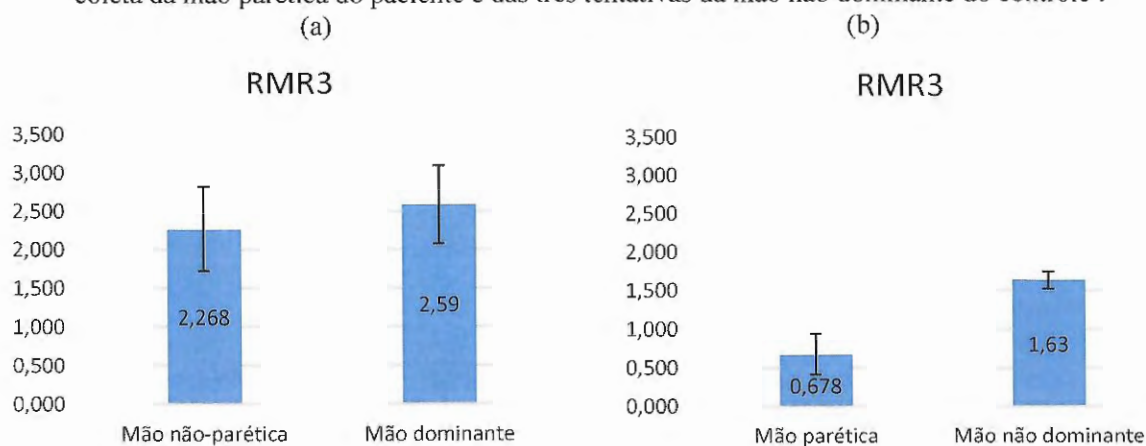
Na comparação das médias de ambas variáveis espectrais entre a mão parética e a mão não dominante do controle, levando-se em consideração dados de todas as fases de coleta para o indivíduo H10 e das três tentativas do controle, foi encontrada diferença com significância estatística (Figuras 56 e 57 (b)). Na comparação das mesmas variáveis entre a mão não-parética do paciente e a mão dominante do controle, não existe diferença significativa, e a correlação é alta (Figuras 56 e 57 (a)), o que fornece indícios de normalidade na mão não-parética.

Figura 56: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta da mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta da mão parética e das três tentativas da mão não dominante do controle.



Fonte: próprio autor

Figura 57: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta da mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) das três tentativas das fases de coleta da mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle .



Fonte: próprio autor

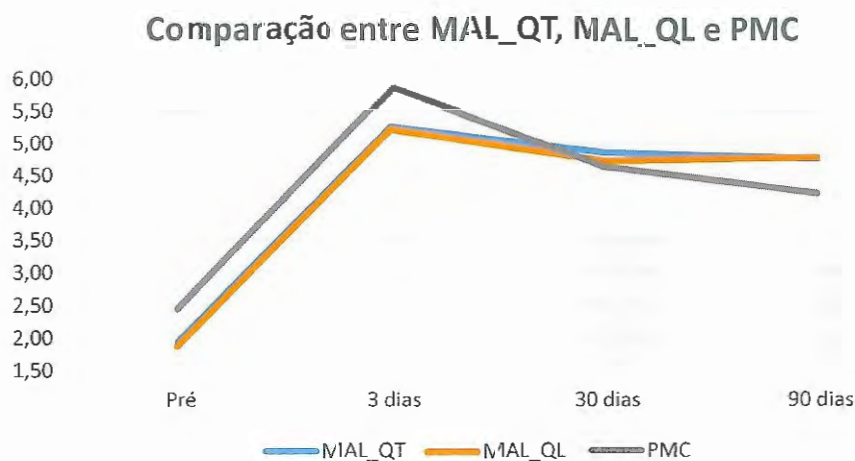
### 7.2.1.2.3. Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.

Na análise comparativa entre dados da mão parética com resultados de testes padronizados, foi encontrado semelhança de percentuais de variação entre as fases para a variável espectral PMC (pico máximo da frequência) e os testes MAL\_QT (escala de quantidade de uso do membro superior parético nas atividades de vida diária) e MAL\_QL (escala de qualidade de uso). A variação nos valores, que pode ser observada na Figura 58, da fase pré para a fase pós 3 dias apresentou um acréscimo de 272%, 279% e 240% respectivamente para as escalas MAL\_QT, MAL\_QL e a variável espectral PMC; da fase pós 3 dias para a pós 30 dias houve decréscimo de 8%, 9% e 21% respectivamente; e por último, da fase dos 30 dias para os 90 dias houve decréscimo de 2% para escala MAL\_QT, acréscimo de 1% para MAL\_QL e decréscimo de 9% para a variável PMC. A correlação entre as variáveis é alta.

A escala MAL\_QT apresentou valor de 1,93 na fase pré e valor inferior a 2,5 significa assimetria no uso. No “pós 3 dias” a escala MAL\_QT apresentou valor 5,25, ou seja, saiu da faixa de assimetria e passou para faixa da normalidade com um acréscimo muito superior à 0,5 que indica melhora clinicamente importante.

Levando essas informações em consideração, a variável espectral PMC, do SPMM, foi sensível para mensurar as alterações apontadas pela escala MAL\_QT.

Figura 58: Resultados dos testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL e variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta

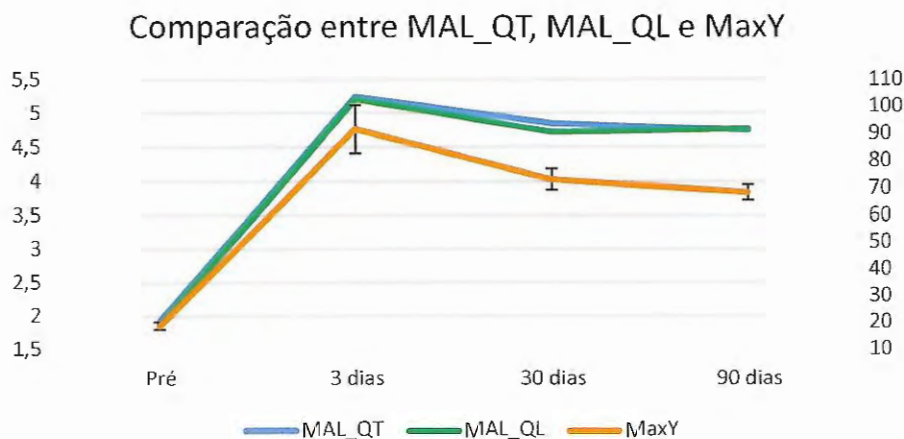


Fonte: próprio autor



Quando a comparação é feita com a variável MaxY do SPMM, a correlação é menor, mas a tendência de variação dos valores entre as fases permanece, como pode ser observado na Figura 59.

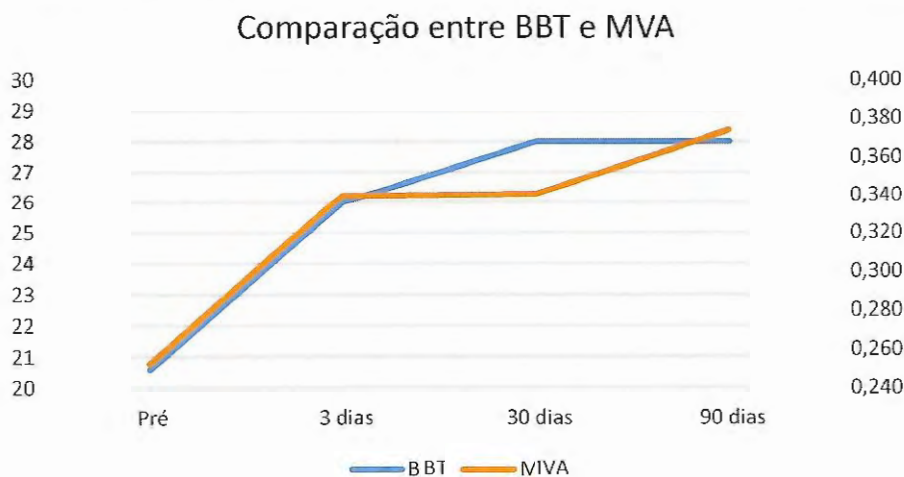
Figura 59: Resultados dos testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL e variável temporal MaxY no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

Na análise comparativa entre dados da mão parética do teste BBT e da variável MVA as alterações dos dados entre as fases foram muito próximas no pré, 3 e 90 dias, diferindo apenas na fase do pós 30 dias, como pode ser observado na Figura 60.

Figura 60: Resultado do teste BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta

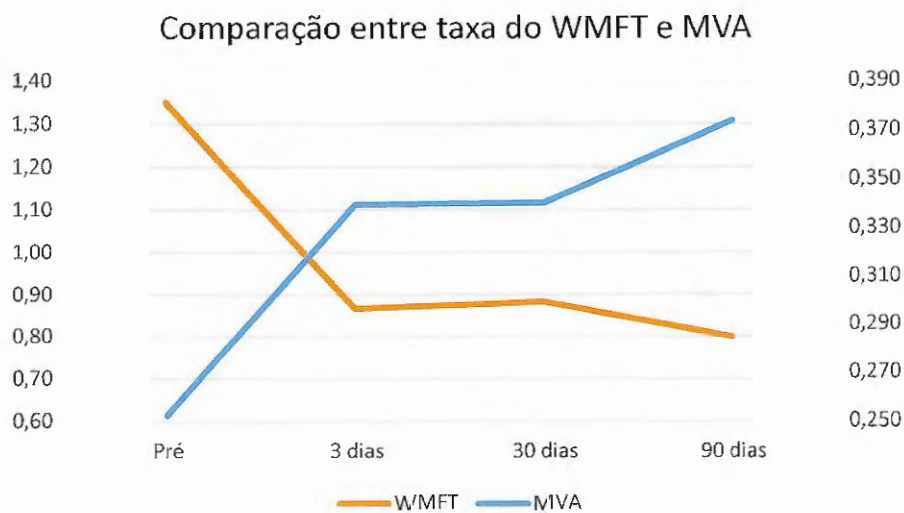


Fonte: próprio autor

Na análise comparativa entre os dados do teste WMFT e da variável MVA (Figura 61), pode-se observar que são inversamente proporcionais. Enquanto aumento no valor do MVA indica melhor

suavidade de movimento, a escala WMFT indica melhora da funcionalidade quando seu valor diminui.

Figura 61: Resultado do teste WMFT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

### 7.2.1.3. Conclusões – Paciente H10

Por meio de análise visual dos sinais, foi verificado que o dispositivo SPMM foi sensível para medir diferenças entre as curvas dos sinais adquiridos pela IMU (inclinação no eixo Y, acelerações, velocidade angular em Y no domínio do tempo e no domínio da frequência) da mão parética e da mão não-parética do paciente H10. As análises qualitativas ao longo do tempo foram feitas pela observação dos gráficos de acelerações ( $m/s^2$ ) e da inclinação em Y com relação ao tempo (s), da velocidade angular em Y com relação ao tempo (s) e no domínio da frequência, levando-se em conta a fase da coleta (pré, 3, 30 ou 90 dias).

As variáveis cinemáticas foram sensíveis para detectar alterações entre a mão parética e a mão não-parética do paciente H10: entre as temporais, tempo de acomodação e MVA, e todas as espectrais, com exceção da PMC. O paciente H10 era destro antes do AVC e teve a mão direita afetada, então a mão esquerda, menos habilidosa passou a exercer função dominante e o SPMM foi sensível para detectar esta característica que pode ser observada entre a fase do pré e do pós 3 dias da mão não-parética nas diferenças apontadas pelas variáveis MaxY, MVA e as espectrais.

Na comparação entre a mão não-parética e a mão dominante do controle, as variáveis espectrais utilizadas nesta análise pareada não mostraram diferença significativa. Do ponto de vista da suavidade do movimento, o SPMM não foi sensível para detectar diferença entre a mão não-

parética do paciente e a mão dominante do controle, o que pode indicar padrão de normalidade da mão não-parética.

Na comparação entre a mão parética e a mão não dominante do controle, as variáveis espectrais utilizadas nesta análise pareada mostraram diferença significativa, podendo-se concluir que o SPMM foi sensível para detectar déficit motor na mão parética do paciente H10 quando comparada à mão não dominante do indivíduo controle.

A variável cinemática MVA do SPMM em consonância com os testes padronizados BBT e WMFT quantificaram uma melhora crescente do paciente ao longo das fases de coleta. O paciente melhorou o tempo do BBT e isto pode estar relacionado a alguns fatores como melhora na destreza, ou efeito do aprendizado motor, entre outros.

As variáveis MaxY e PMC do SPMM em consonância com os testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL, quantificaram a melhora significativa da mão parética inerente aos 10 dias da TCI, que saiu da faixa de assimetria no uso, e uma pequena diminuição do uso do membro parético com o passar do tempo pós a TCI (pós 30 e 90 dias). Também mostraram que o uso do membro diminuiu, mas não voltou ao padrão inicial da fase de pré tratamento. Provavelmente, considerando estes resultados, a TCI não provocou uma mudança suficiente para manter o padrão da fase dos 3 dias após o treinamento, pois com o passar do tempo (fase do pós 30 e 90 dias) houve diminuição quantificada do uso do membro.

As variáveis cinemáticas (RMR1 e RMR3, RPMR1 e RPMR3) na análise espectral quantificaram melhora na suavidade do movimento no “pós 10 dias” e no “pós 30 dias”, e diminuição da suavidade no “pós 90 dias”, mas como na observação anterior referente às variáveis MaxY e PMC, os valores de suavidade dos 90 dias não voltaram ao padrão do pré.

### 7.2.2. Análise Cinemática do paciente H12

Nesta seção, como na análise do paciente anterior, as grandezas físicas são analisadas qualitativamente e quantitativamente ao longo do tempo para o paciente identificado por H12, 65 anos, 70 Kilos, 1,70 m de altura, que sofreu AVC do tipo isquêmico, tendo a região do lobo temporal esquerdo afetada, o que causou hemiparesia no lado direito. A preferência manual foi avaliada pela aplicação do Inventário de Dominância Manual de Edimburgo (nota = 1, lado = 1 ou direito).

O paciente apresenta perda de força significativa, como pode ser observado na Tabela 9 que contém os valores medidos de força de preensão e força de pinça do paciente H12 da mão parética, se comparado aos valores de referência relatados por Jansen et al. (2008) apresentados na tabela 10. Apesar de ter apresentado diferença clinicamente importante nas fases do pós 3, 30 e 90 dias quando

as forças são comparadas às medidas na fase pré, os valores ainda estão abaixo do padrão considerado saudável.

Paciente também ficou descoordenado, pois apresenta alteração no controle motor e diminuição da força, quantificada conforme Tabela 19. Os valores de força do paciente podem ser comparados com dados de referência de força de indivíduos do mesmo sexo e faixa etária da Tabela 20 (JANSEN et al., 2008). Como paciente H12 era destro antes do AVC, a mão não dominante, menos habilidosa, passou a exercer função de dominante.

Uma observação com relação às coletas deste paciente é que na fase pré e pós 3 dias ele apresentou muita dificuldade no alcance e estabilização do copo, deixando-o cair nas primeiras tentativas. Então a fisioterapeuta responsável pela coleta auxiliou na estabilização do copo, segurando-o até o momento antes do início do movimento. Na fase pós 30 dias o paciente não teve esta ajuda e, a partir desta fase, foi capaz de estabilizar o dispositivo sozinho.

Tabela 9: Forças de preensão e pinça referentes ao paciente H12, mão parética, no decorrer das fases de coleta

Paciente H12	Força de preensão (libras)	Força de pinça (libras)
<b>Pré</b>	20	3,3
<b>Pós 3 dias</b>	36,6	9
<b>Pós 30 dias</b>	41,6	4,6
<b>Pós 90 dias</b>	46,6	5

Fonte: próprio autor

Tabela 10: Dados de referência de força de indivíduos saudáveis do sexo masculino, idade entre 65 e 69 anos

Homem - 65-69 anos	Força de preensão (libras)	Força de pinça (libras)
<b>Mão direita</b>	91,5±15,5	22,3±4,3
<b>Mão esquerda</b>	88,2±14,4	20,9±5

Fonte: Jansen et al. (2008)

Como no caso do paciente H10, por meio de análise visual dos sinais, foi verificado que o dispositivo SPM foi sensível para medir diferenças entre as curvas dos sinais adquiridos pela IMU (inclinação no eixo Y, acelerações, velocidade angular em Y e FFT) da mão parética e da mão não-parética, também que as acelerações, como nos experimentos anteriores, podem ser utilizadas para se determinar o ponto de estabelecimento de contato da mão dos voluntários com o dispositivo e o ponto de contato do dispositivo com a mesa ao final da fase de retorno da tarefa. Além disso, há registro de oscilação, devido à ajustes e/ou tremor nas fases de acomodação e de liberação do dispositivo pela mão parética.

As análises qualitativas ao longo do tempo foram feitas pela observação dos gráficos de acelerações ( $m/s^2$ ), da inclinação em Y e da velocidade angular em Y, todos com relação ao tempo (s) e levando-se em conta a fase da coleta (pré, 3, 30 ou 90 dias). Também foram feitas análises qualitativas no domínio da frequência, utilizando-se as variáveis espectrais descritas na seção 4.2.1.2.

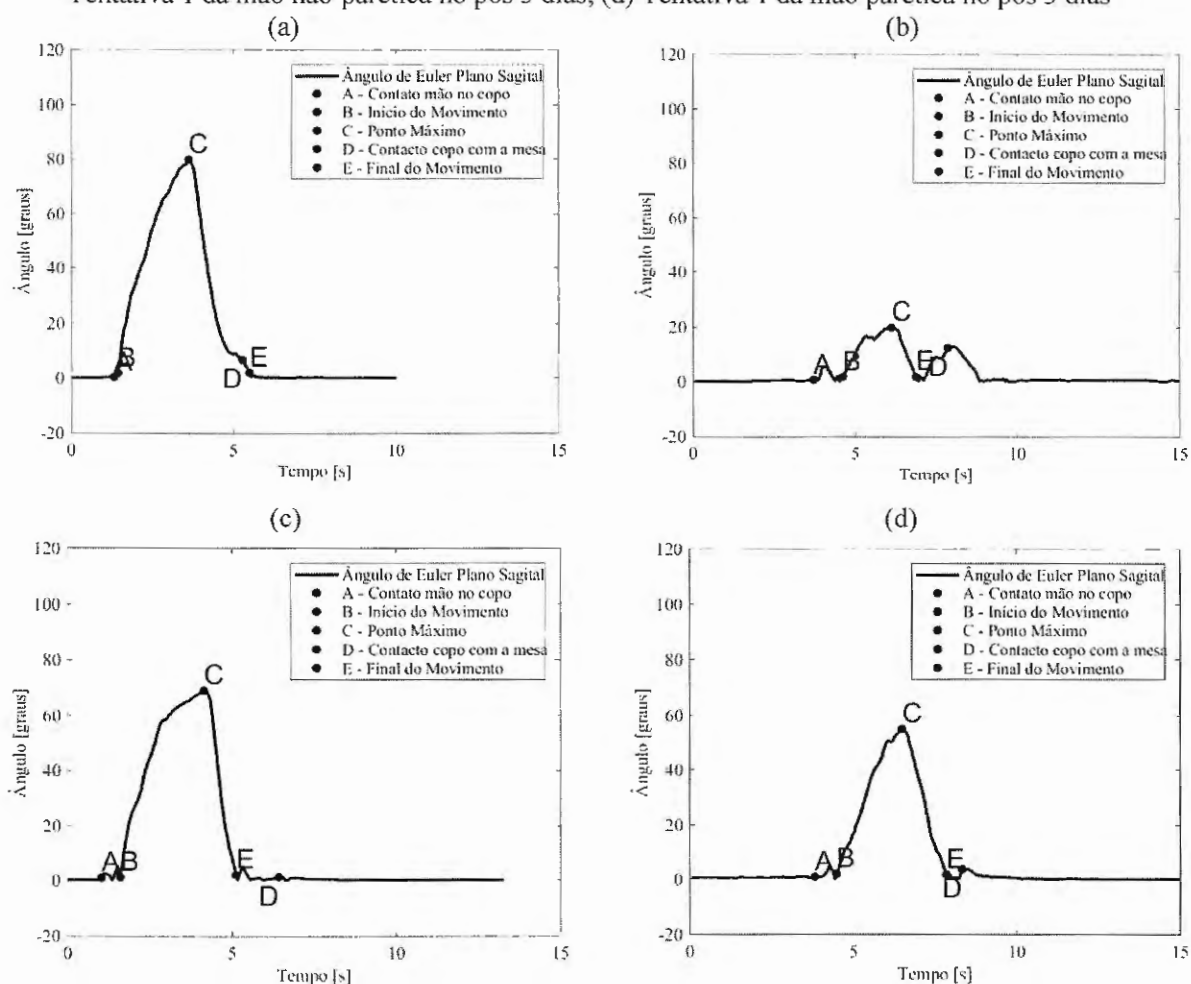
### 7.2.2.1. Análises qualitativas

As análises qualitativas a seguir foram feitas comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética do indivíduo H12.

#### 7.2.2.1.1. Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Na fase de pré-tratamento os gráficos de inclinação em Y (*Roll*) apresentaram baixos valores de inclinação máxima para mão parética (Figura 62 (b)) e bom resultado para a mão não-parética (Figura 62 (a)). Na fase do pós 3 dias a curva de inclinação da mão parética apresentou diferença considerável, com valores máximos de inclinação bem maiores (Figura 62 (d)) se comparado ao valor do pré tratamento, o que demonstra que o SPMM foi sensível para verificar alteração após o período de treinamento para a mão parética. Dados da inclinação máxima do dispositivo da mão não-parética não apresentaram alteração.

Figura 62: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 1 da mão parética na fase pré; (c) Tentativa 1 da mão não-parética no pós 3 dias; (d) Tentativa 1 da mão parética no pós 3 dias



Fonte: próprio autor



#### 7.2.2.1.2. Acelerações e velocidade angular em Y

A análise qualitativa dos sinais das acelerações, velocidade angular em Y do paciente H12 resultou nas mesmas observações relatadas para o paciente H10 na seção 6.2.1.1.2.

Quando o sinal da velocidade angular em Y ao longo do tempo foi transformado para o espectro da frequência (FFT), os gráficos da frequência possibilitam observações como as descritas para o paciente H10 em 6.2.1.1.3.

#### 7.2.2.2. Análises quantitativas

As análises quantitativas abaixo, relativas ao indivíduo H12, foram feitas em três etapas, como no caso anterior.

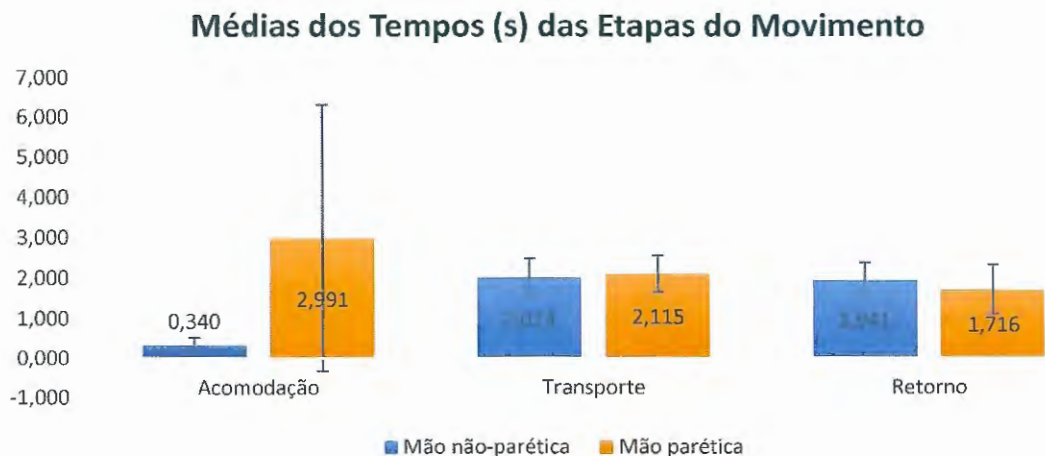
##### 7.2.2.2.1. Comparação entre a mão parética e mão não-parética

Nas Tabelas 36, 37, 38 e 39 do Anexo 4, estão os resultados de todas as variáveis cinemáticas obtidas nas coletas das mãos parética e não-parética do paciente H12, nas fases pré e pós 3, 30 e 90 dias e que foram utilizados nas análises quantitativas do paciente. Nas Tabelas 54 e 55 estão os resultados das variáveis cinemáticas obtidas nas coletas do indivíduo do grupo de controle C2 (61 anos), mão dominante (direita) e não dominante.

##### 1 – Tempo das etapas da tarefa

Na análise quantitativa das variáveis temporais levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética (Figura 63), o tempo de acomodação do indivíduo H12, mostra diferença entre as mãos, enquanto os demais tempos não apresentam diferença significativa. O desvio padrão da etapa de acomodação da mão parética é grande e pode ser explicado pelo tempo de acomodação nas fases pré e 3 dias ser bem menor, pois a fisioterapeuta auxiliou o paciente a estabilizar a preensão. Sozinho o paciente não conseguia pegar o dispositivo. Nas fases de 30 e 90 dias, o paciente fez a estabilização da preensão sozinho e por este motivo o tempo de acomodação ficou bem maior.

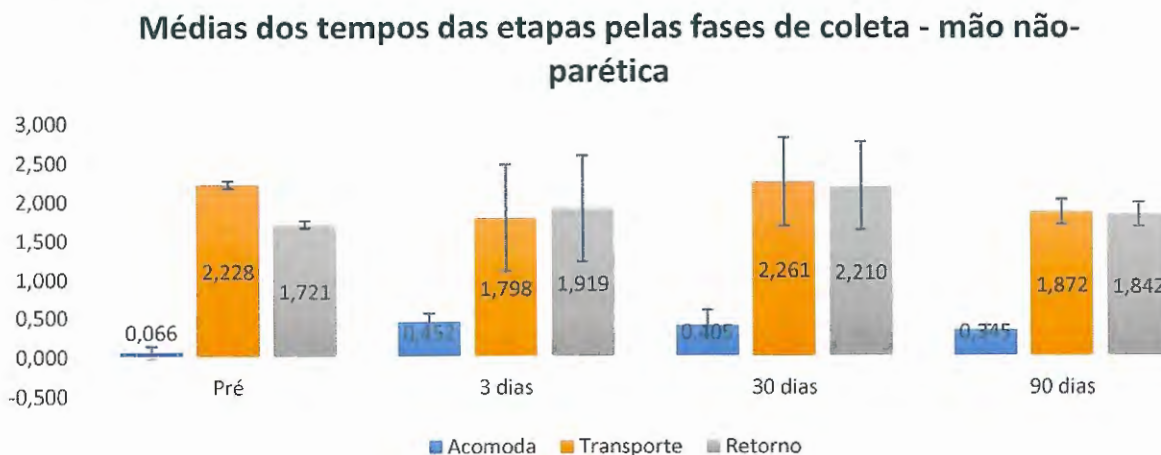
Figura 63: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta da mão parética e da mão não-parética.



Fonte: próprio autor

A análise das médias dos tempos (s) de acomodação, transporte e retorno ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias (Figura 64), mostrou que a média para a mão não-parética possui diferença com significância estatística somente para o tempo de acomodação da fase pré comparada às demais.

Figura 64: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética.

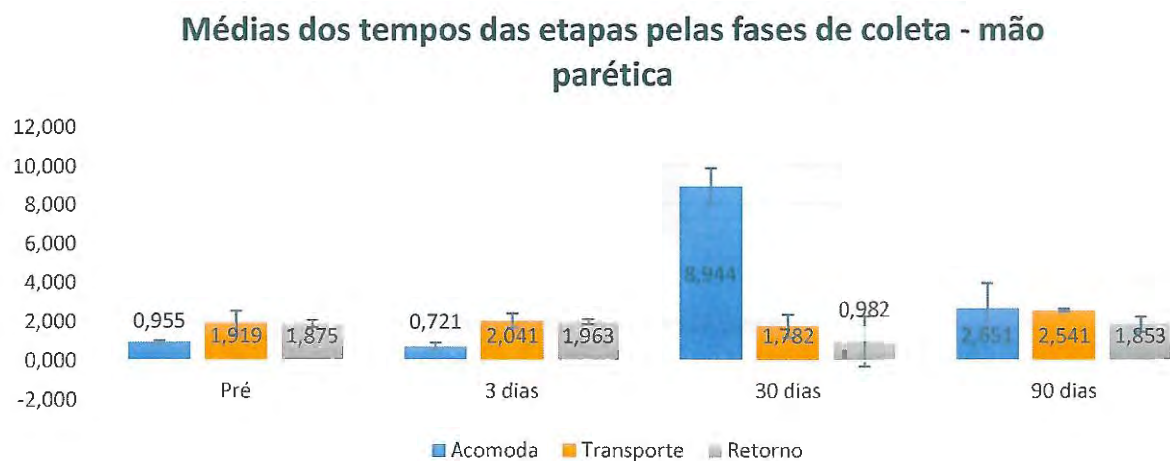


Fonte: próprio autor

Esta análise para a mão parética (Figura 65) também mostrou diferença significativa apenas na etapa de acomodação, mas esta análise ficou prejudicada pois nas fases pré e 3 dias a terapeuta auxiliou o paciente a estabilizar o equipamento na etapa de acomodação. As etapas de transporte e retorno foram executadas sem qualquer tipo de ajuda. Na fase dos 30 e 90 dias, quando o paciente

executou o protocolo sem auxílio, o tempo da acomodação se mostrou bem maior, e sofreu significativa redução na fase dos 90 dias.

Figura 65: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão parética.



## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

A análise da média da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) de todas as fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), de todas as tentativas, comparando-se a mão parética e a mão não-parética (Figura 66), houve diferença com significância estatística.

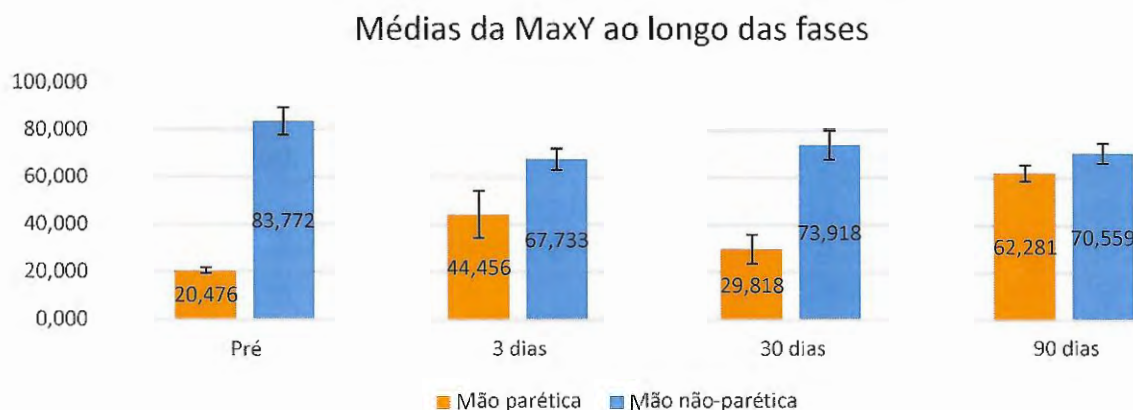
Figura 66: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética



A análise da variável MaxY ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias, mostrou que a média da mão parética no pós 3 dias, teve acréscimo significativo de 117,1% se comparada à fase pré, no pós 30 dias o valor decresceu em 32,9% e no pós 90 dias apresentou novo acréscimo de 108,9% (Figura

67). A média deste índice para a mão não-parética apresentou alterações menores, mantendo um comportamento sem diferenças significativas.

Figura 67: Média da variável MaxY das três tentativas, das quatro fases de coleta

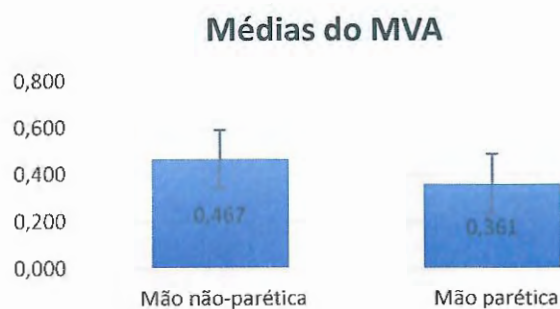


Fonte: próprio autor

### 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

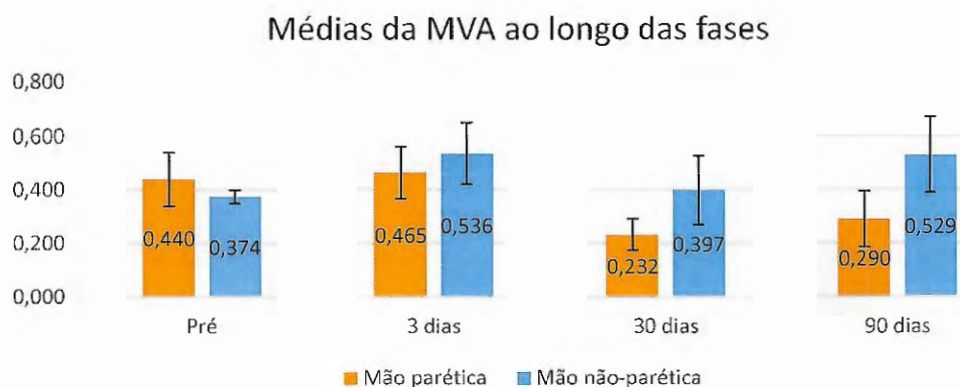
Análise comparativa das médias da variável MVA, não demonstrou bom resultado para diferenciar mão parética da mão não-parética (Figura 68). Na análise ao longo das fases de coletas (Figura 69), não se mostrou sensível para detectar alterações no pós 3 dias da mão parética, pois valores são próximos. Para a mão parética esta variável apresentou decréscimo de valores significativo nas fases do pós 30 e 90 dias quando comparado ao pós 3 dias.

Figura 68: Médias da variável MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Figura 69: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética

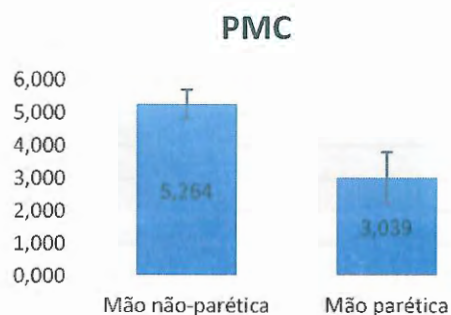


Fonte: próprio autor

#### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

Quando a velocidade angular foi transformada do tempo para o espectro da frequência, na análise comparativa das médias e desvio padrão entre a mão parética e a mão não-parética, a maioria das variáveis espectrais apresentou bons resultados, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas das quatro as fases de coleta. A média do pico máximo (PMC) apresentou bom resultado com significância estatística para diferenciar as mãos (Figura 70), as variáveis RMR1 e RMR3 (Figura 71), RPMR1 e RPMR3 (Figura 72) da mão parética são 47,12% e 46,25%, 40,42% e 41,63% respectivamente das correspondentes à mão não-parética, portanto foram sensíveis para detectar diferenças com significância estatística entre a mão parética e a mão não-parética. Lembrando que quanto maior o valor das variáveis espectrais, mais suave o movimento do membro superior.

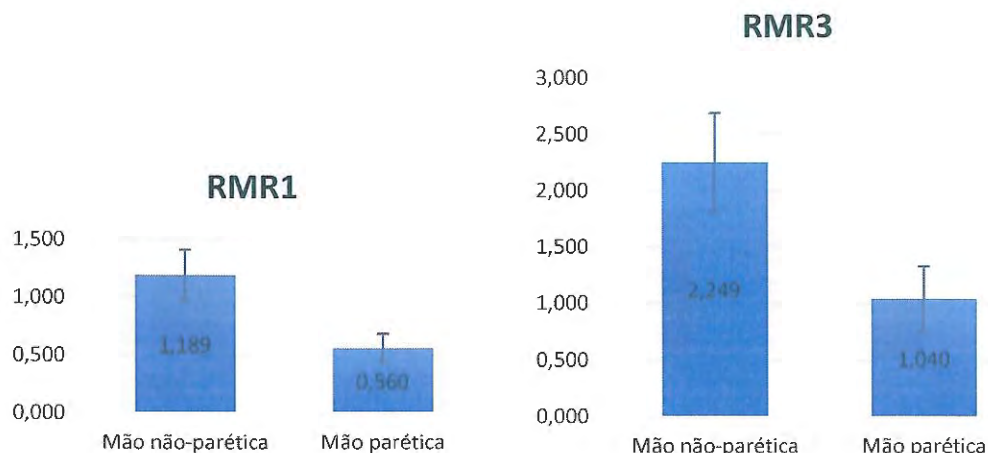
Figura 70: Médias da variável espectrais PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

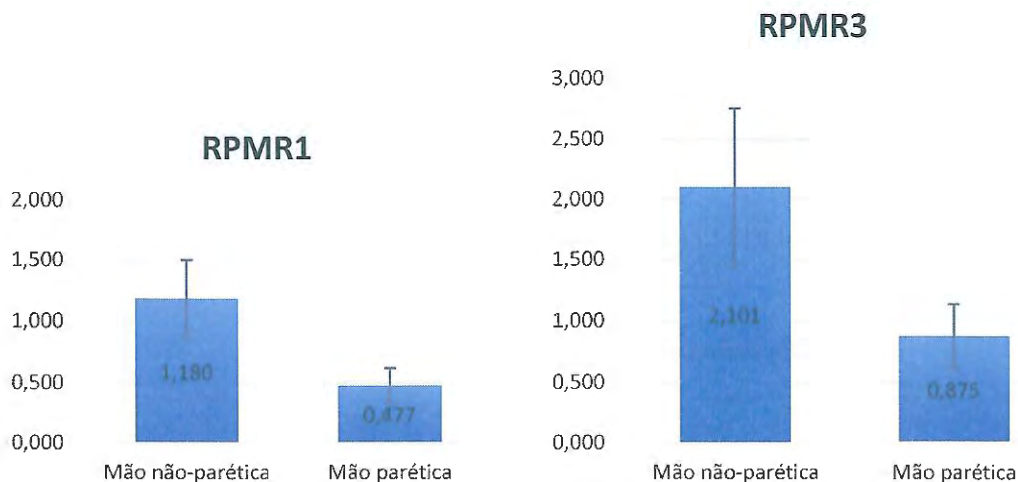


Figura 71: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

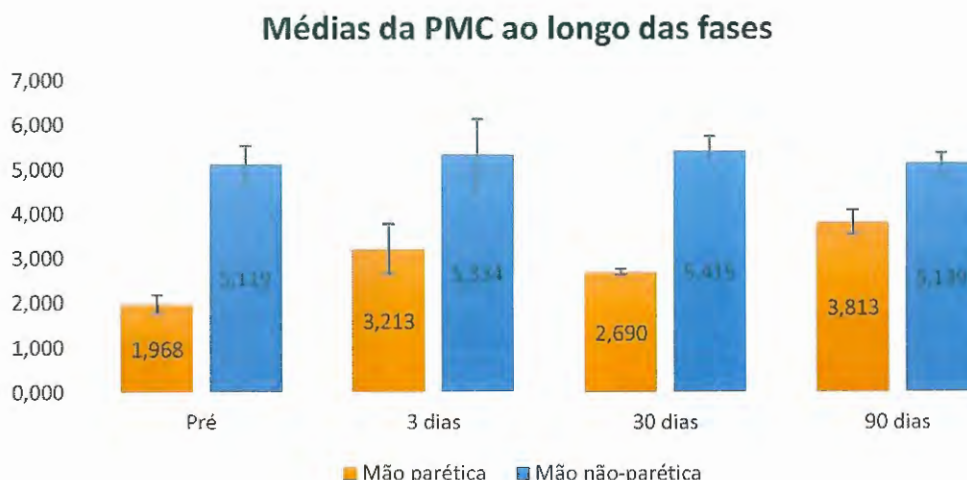
Figura 72: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

Considerando as médias ao longo das quatro fases (pré, pós 3, 30 e 90 dias), pode-se observar que a variável PMC tem considerável aumento do pré para o pós 3 dias (Figura 73), 63,24% para mão parética. Do pós 3 dias para o pós 30 dias apresenta redução de 16% e acréscimo no pós 90 dias de 41,7% para a mão parética. Para a mão não-parética, a variável PMC manteve baixa oscilação nos valores. O comportamento da variável PMC para a mão parética corresponde ao da variável MaxY (máxima inclinação em Y) para a mesma mão, com correlação de 0,93 entre as variáveis.

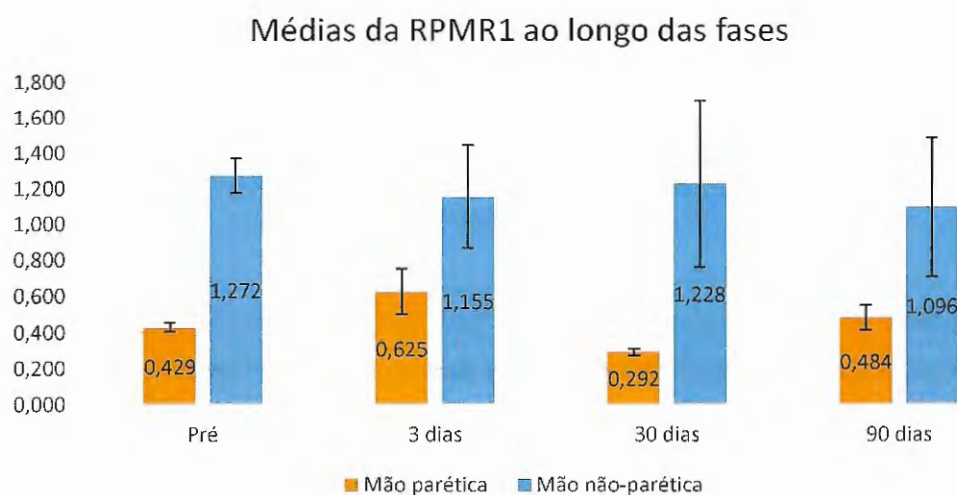
Figura 73: Médias da variável PMC das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Analisando as médias da variável RPMR1 ao longo das fases (Figura 74), pode-se observar que existe alteração significativa apenas para a mão parética no decorrer das fases. A média da mão parética no pós 3 dias apresenta acréscimo de 45,69%, decréscimo de 53,42% no pós 30 dias e acréscimo de 65,61% no pós 90 dias. A média da mão não-parética não apresenta alterações significativas no decorrer das fases.

Figura 74: Médias da variável RPMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética

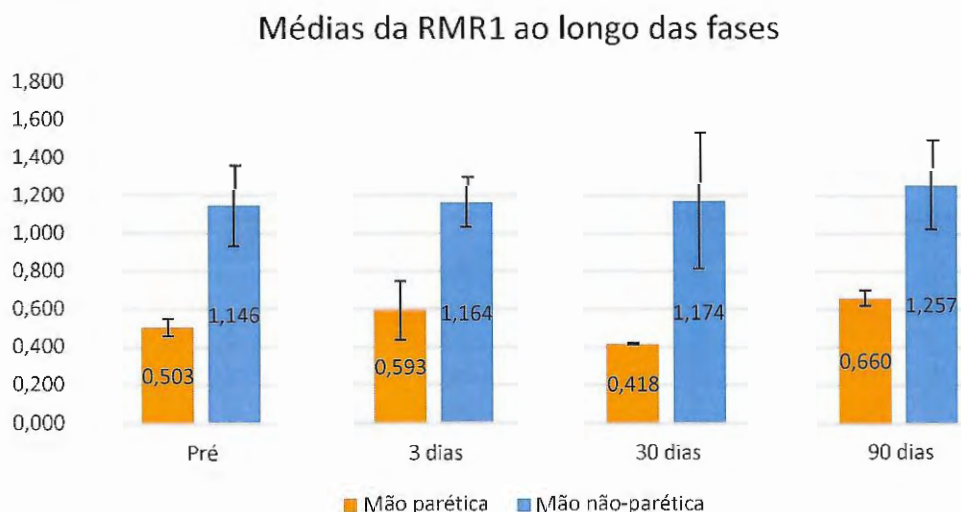


Fonte: próprio autor

Analisando as médias da variável RMR1 ao longo das fases (Figura 75), pode-se observar que existe alteração para a mão parética no decorrer das fases. A média da mão parética no pós 3 dias

apresenta acréscimo de 17,8%, decréscimo de 29,48% no pós 30 dias e acréscimo de 57,97% no pós 90 dias. A média da mão não-parética não apresenta alterações significativas no decorrer das fases.

Figura 75: Médias da variável RMR1 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Como resultado das análises das variáveis espectrais ao longo das fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias) pode-se afirmar que o SPMM foi sensível para detectar alterações na suavidade do movimento da mão parética do indivíduo H12 entre o pré tratamento e as 3 fases do pós, bem como alterações entre as fases do pós.

#### 7.2.2.2.2. Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H12 e indivíduo controle pareado (61 anos)

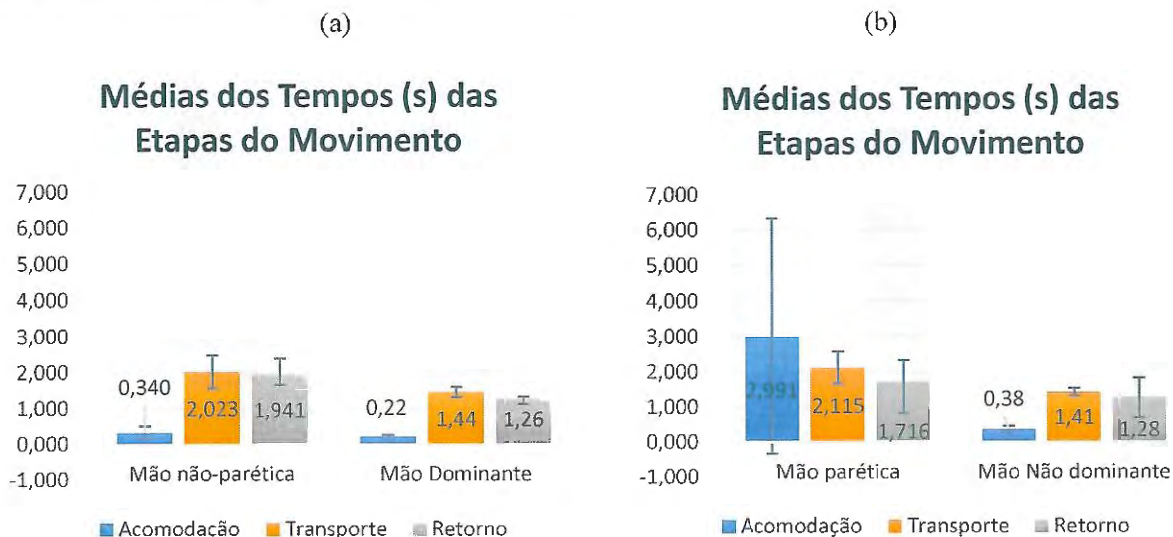
Nesta seção é feita análise pareada entre dados do indivíduo H12 e dados do indivíduo controle C2 de 61 anos. A coleta do controle foi efetuada no mesmo ambiente experimental seguindo protocolo de coleta da tarefa “beber água” com o SPMM. A mão dominante do indivíduo controle é a direita.

Análise quantitativa foi realizada para as comparações: mão parética do indivíduo H12 e mão não dominante do controle pareado; e mão não-parética do indivíduo H12 e mão dominante.

Na análise temporal (Figura 76), comparando-se as médias do tempo de acomodação da mão não-parética com a mão dominante, não existe diferença significativa. Mas as médias dos tempos de transporte e retorno da mão não-parética do paciente e da mão dominante do controle, mostram diferença com significância estatística. Na comparação das médias entre a mão parética e a mão não

dominante do controle, o tempo de acomodação mostra diferença com significância estatística e os tempos de transporte e retorno não.

Figura 76: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado.



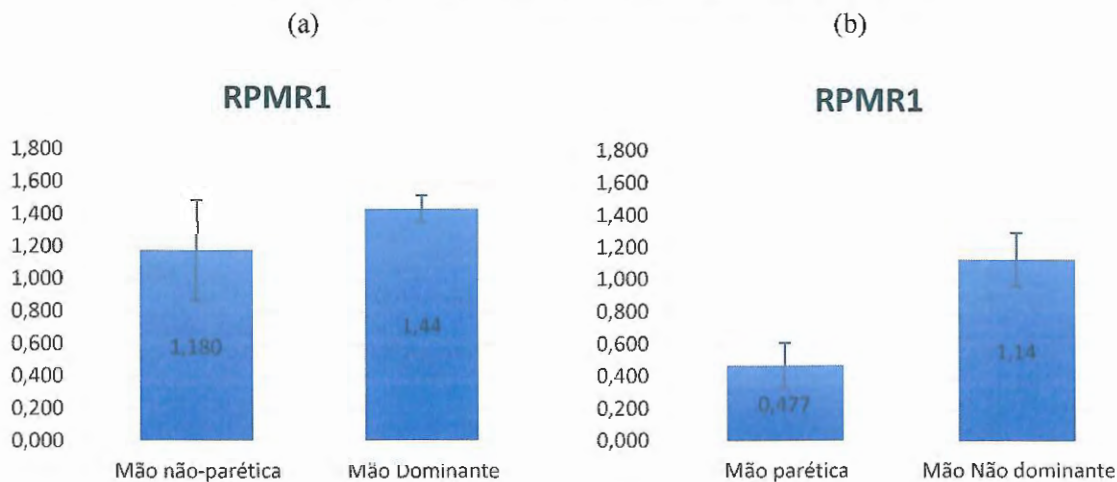
Fonte: próprio autor

Para as próximas comparações, foram utilizadas as variáveis espectrais RPMR1 e RMR3.

Na comparação das médias de ambas variáveis espectrais entre a mão parética e a mão não dominante do controle, levando-se em consideração dados de todas as fases de coleta para o indivíduo H12 e das três tentativas do controle (61 anos), foi encontrado diferença com significância estatística (Figuras 93 e 94 (b)). Na comparação das mesmas variáveis entre a mão não-parética do paciente e a mão dominante do controle, não existe diferença significativa, e a correlação é alta (Figuras 77 e 78 (a)), o que fornece indícios de normalidade na mão não-parética do paciente.

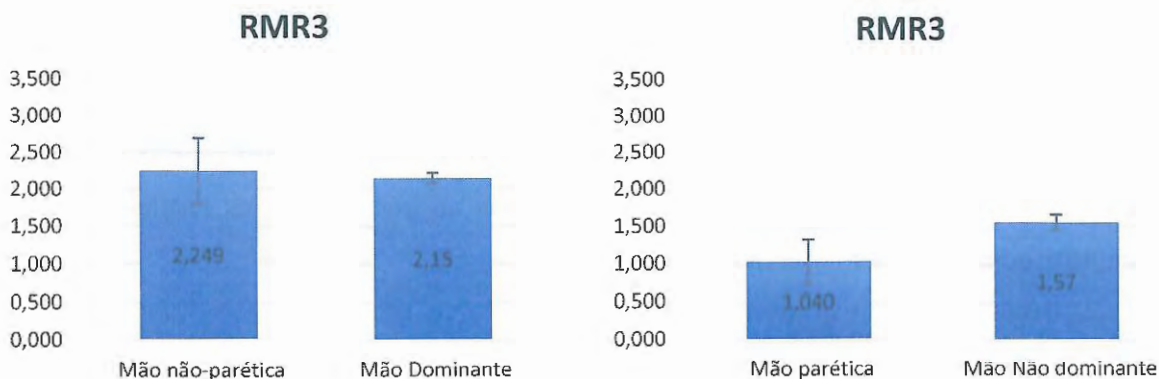


Figura 77: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética e das três tentativas da mão não dominante do controle.



Fonte: próprio autor

Figura 78: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente e das três tentativas da mão dominante do controle pareado; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente e das três tentativas da mão não dominante do controle pareado



Fonte: próprio autor

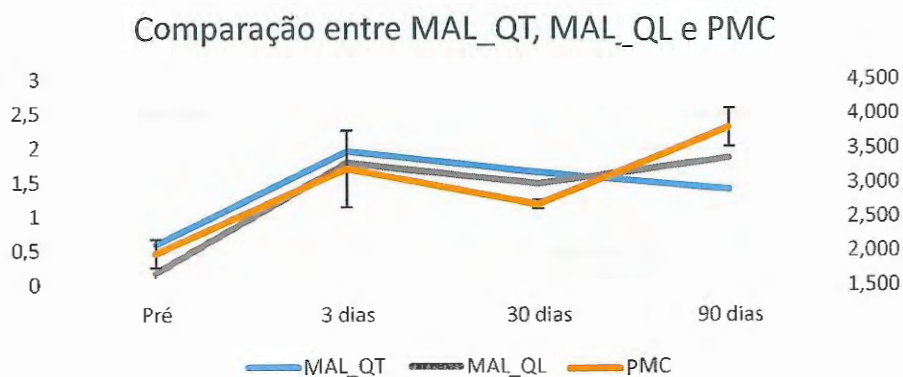
#### 7.2.2.2.3. Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.

Na análise comparativa entre dados das variáveis cinemáticas da mão parética com resultados de testes padronizados, foram encontrados alguns indícios, como detalhado a seguir.

Primeiro, existe semelhança nos percentuais de variação entre as fases para a variável espectral PMC e os testes MAL\_QT e MAL\_QL, como pode ser observado no gráfico da Figura 79.



Figura 79: Resultados dos testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL e variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta

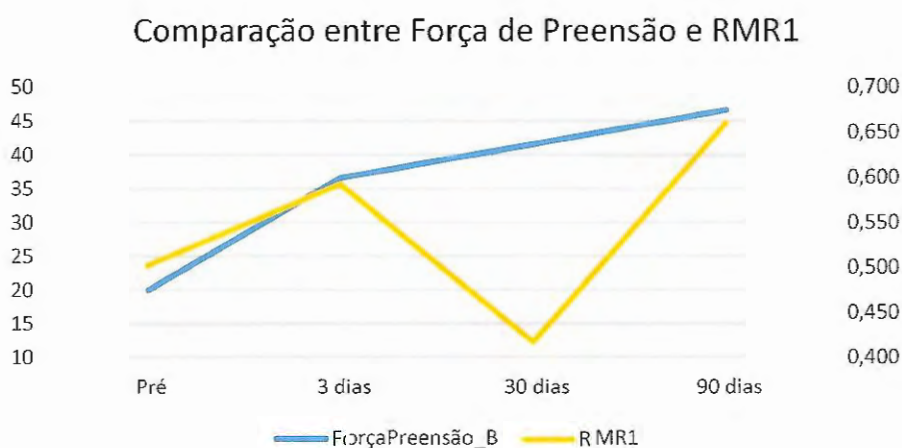


Fonte: próprio autor

A escala MAL\_QT apresentou valores abaixo de 2,5 em todas as fases de coleta, indicando assimetria no uso do membro. O valor de 0,6 na fase pré passou para 1,97 no pós 3 dias indicando melhora clinicamente importante, pois aumento foi superior a 0,5. No pós 30 dias o valor apontado foi de 1,66 e no pós 90 dias de 1,41, indicando que o paciente não manteve o padrão da melhora alcançado no pós 3 dias, mas não retornou ao padrão do pré. Levando essas informações em consideração, a variável espectral PMC, do SPMM, foi sensível para mensurar as alterações apontadas pela escala MAL\_QT, apesar da correlação ser moderada.

A segunda comparação foi Força de Preensão do H12 com a variável espectral RMR1, a correlação é alta nas fases do pré, pós 3 e 90 dias, mas no pós 30 dias os resultados não se correlacionam, como pode ser observado na Figura 80.

Figura 80: Resultados da Força de Preensão e da variável espectral RMR1 no decorrer das fases de coleta, H12



Fonte: próprio autor

A terceira e última comparação foi utilizando o resultado do teste BBT. Comparado com a variável espectral RPMR3 e com a variável temporal MaxY, apresentou uma boa correlação, como pode ser observado nos gráficos das Figura 81 e 82 respectivamente.

Figura 81: Resultados do BBT e da variável espectral RPMR3 no decorrer das fases de coleta, H12

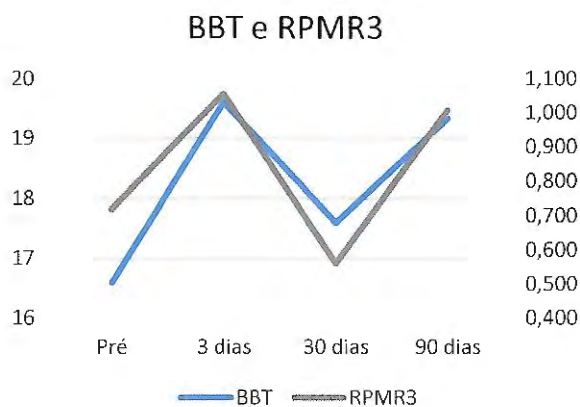


Figura 82: Resultados do BBT e da variável MaxY no decorrer das fases de coleta, H12



### 7.2.2.3. Conclusões – Paciente H12

O paciente H12 era destro antes do AVC e teve a mão direita afetada, então a mão esquerda, menos habilidosa passou a exercer função dominante.

Ao longo das fases de coleta, foi observada diferença significativa apenas no tempo de acomodação da mão não-parética, na fase do pré a acomodação foi muito rápida, pode-se dizer que foi feita de forma abrupta pelo paciente. Nas demais fases, o tempo foi maior, indicando uma execução sem diferenças entre as fases. Pode-se conjecturar que a mão não-parética e não dominante

antes do AVC, apresentou uma mudança no comportamento explicado pelo fato desta mão passar a ser a mais habilidosa após o AVC. As variáveis espectrais não apresentaram diferença significativa ao longo das fases para a mão não-parética.

A mão parética apresentou uma diferença elevada nos tempos da fase de acomodação com elevado desvio padrão no cálculo das médias, e este achado é explicado pelos altos tempos de acomodação na fase dos 30 dias, quando a fisioterapeuta parou de ajudar o paciente a estabilizar o dispositivo, refletindo sua dificuldade em estabilizar a preensão. Na fase do pós 90 dias (sem ajuda) o tempo de acomodação diminuiu muito, refletindo uma possível melhora do paciente, o que pode ser observado também na análise da variável temporal MaxY, no pré e pós 30 dias, o equipamento foi minimamente inclinado, no pós 90 dias apresentou uma boa inclinação.

A comparação entre a mão não-parética e a mão dominante do controle não mostrou diferença no tempo da acomodação, mas mostrou diferença entre os tempos de transporte e retorno. As variáveis espectrais utilizadas nesta análise pareada não mostraram diferença significativa. Do ponto de vista da suavidade do movimento, o SPMM não foi sensível para detectar diferença entre a mão não-parética e a mão dominante do controle, o que pode indicar padrão de normalidade da mão não-parética do paciente.

A comparação entre a mão parética e a mão não dominante do controle, mostrou diferença com significância estatística no tempo de acomodação. As variáveis espectrais utilizadas nesta análise pareada mostraram diferença significativa, podendo-se concluir que o SPMM foi sensível para detectar déficit motor na mão parética do paciente H12 quando comparada à mão não dominante do indivíduo controle.

As variáveis cinemáticas do SPMM em consonância com os testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL quantificaram a melhora do paciente inerente aos 10 dias da TCI e a diminuição do uso do membro parético com o passar do tempo pós a TCI. Também mostraram que a função do membro afetado diminuiu nas fases do pós 30 e 90 dias, mas não voltou ao padrão inicial da fase de pré tratamento. A variável espectral PMC foi sensível para detectar este padrão de alteração com exceção ao pós 90 dias. A variável espectral RMR1 apresentou alta correlação com valores de força de preensão com exceção nos pós 30 dias. Os resultados do teste BBT demonstraram aumento no número de blocos ao longo das fases, mas sempre valores menores que 6, ou seja, paciente apresentou melhora, mas não significativa, segundo o teste BBT. As variáveis MaxY e RPMR3 foram sensíveis para refletir padrão de resultados do BBT com boa correlação.

### 7.2.3. Análise Cinemática do paciente H25

Nesta seção, como na análise dos pacientes anteriores, as grandezas físicas são analisadas qualitativamente e quantitativamente ao longo do tempo para o paciente identificado por H25, 71 anos, 89 Kilos, 1,73 m de altura, que sofreu AVC do tipo isquêmico, tendo a região do fronto-parietal afetada, o que causou hemiparesia no lado esquerdo. A preferência manual foi avaliada pela aplicação do Inventário de Dominância Manual de Edimburgo (nota = 1, lado = 1 ou direito).

O paciente apresenta perda de força, como pode ser observado na Tabela 11 que contém os valores medidos de força de preensão e força de pinça do paciente H25 da mão parética, se comparado aos valores de referência relatados por Jansen et al. (2008) apresentados na tabela 12 (mesma faixa etária).

O caso do indivíduo H25 difere dos dois anteriores pois o lado afetado foi o esquerdo e sua sua mão dominante é a direita, ou seja, teve a mão mais habilidosa preservada.

Tabela 11: Forças de preensão e pinça referentes ao paciente H25, mão parética, no decorrer das fases

Paciente H12	Força de preensão (libras)	Força de pinça (libras)
Pré	57,3	13,3
Pós 3 dias	54	14,33
Pós 30 dias	68,3	17,66
Pós 90 dias		

Fonte: próprio autor

Tabela 12: Dados de referência de força de indivíduos saudáveis do sexo masculino, idade entre 70 e 74 anos

Homem - 65-69 anos	Força de preensão (libras)	Força de pinça (libras)
Mão direita	84,2±17,2	19,4±4,7
Mão esquerda	81,4±18,4	18,4±4,5

Fonte: Jansen et al. (2008)

#### 7.2.3.1. Análises qualitativas

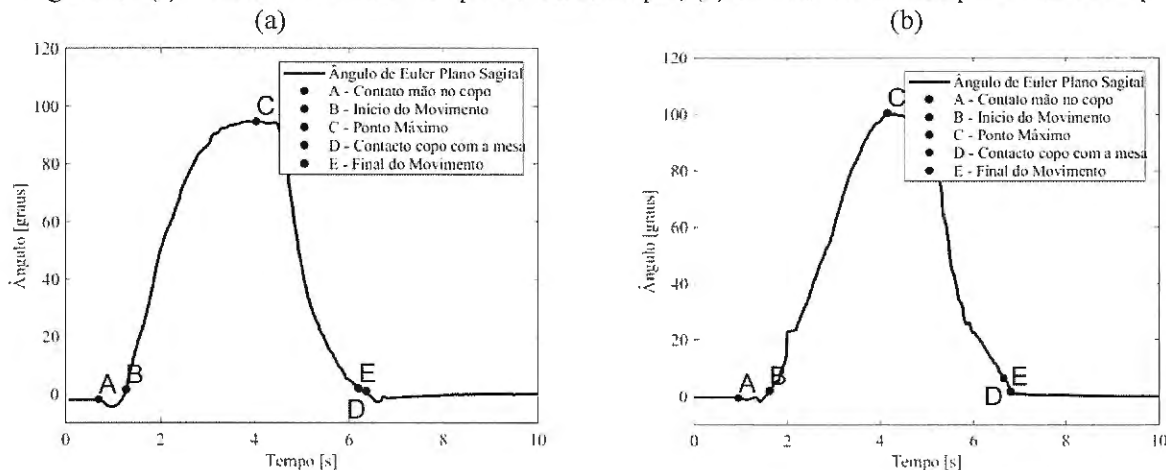
As análises qualitativas abaixo foram feitas comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética do indivíduo H25.

##### 7.2.3.1.1. Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Os gráficos de inclinação em Y (Roll) do indivíduo H25 apresentaram bons valores de inclinação máxima para as duas mãos (Figura 83 (a) e (b)). Uma observação nas curvas da mão

parética foi a existência de leve oscilação, ou seja, as curvas da mão esquerda são mais uniformes se comparadas às curvas da mão parética.

Figura 83: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 3 da mão parética na fase pré



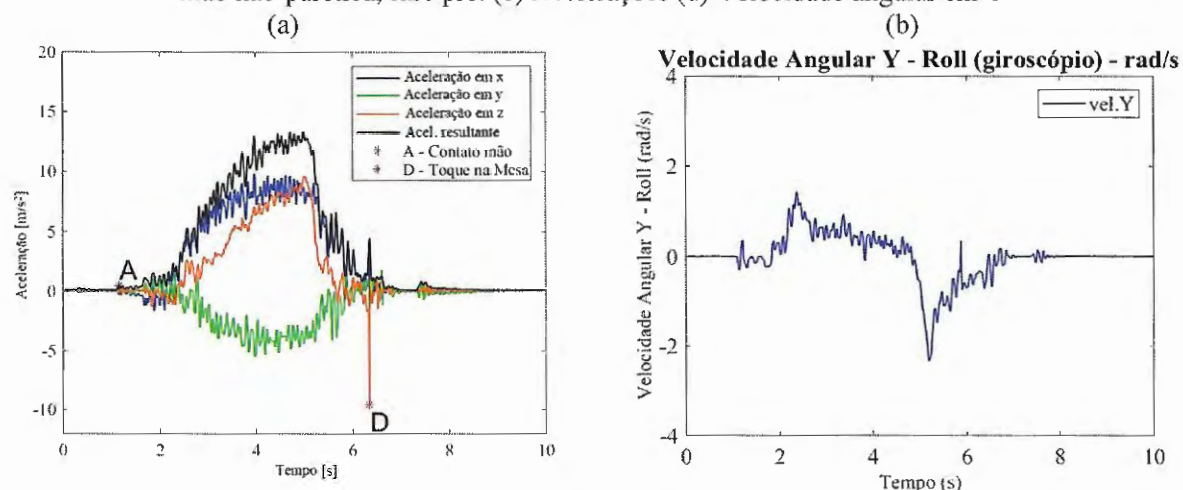
Fonte: próprio autor

#### 7.2.3.1.2. Acelerações e velocidade angular em Y

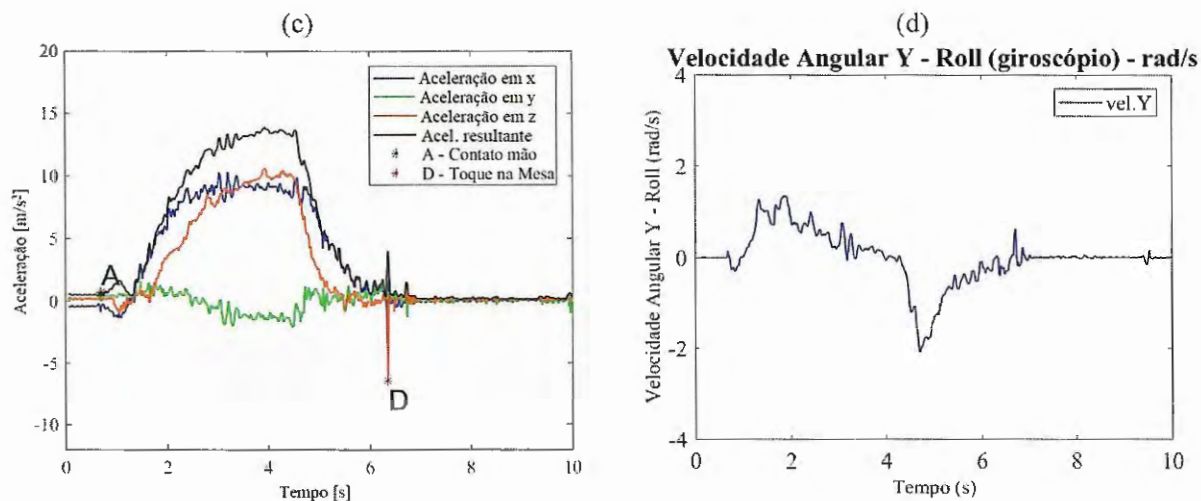
Alteração na suavidade do movimento pôde ser observada visualmente nos sinais apresentados nos gráficos das acelerações e velocidades das duas mãos, para a mão parética as curvas apresentam muitos picos indicando muitas acelerações e desacelerações (Figura 84 (a)) e muitas alterações na velocidade (Figura 84 (b)), para a mão não-parética as curvas das acelerações são menos acidentadas (Figura 84 (c)) e da velocidade mais uniforme (Figura 84 (d)) se comparado aos sinais da mão parética. Qualitativamente, os sinais da aceleração e velocidade angular do dispositivo SPMM apresentaram sensibilidade para detectar alterações na suavidade do movimento da mão parética quando comparada à mão não-parética.



Figura 84: Tentativa 1, mão parética, fase pré: (a) Acelerações (b) Velocidade angular em Y; Tentativa 1, mão não-parética, fase pré: (c) Acelerações (d) Velocidade angular em Y



Fonte: próprio autor



Fonte: próprio autor

Quando o sinal da velocidade angular em Y ao longo do tempo foi transformado para o espectro da frequência (FFT), os gráficos da frequência possibilitaram observações como as descritas para o paciente H10 em 7.2.1.1.3.

### 7.2.3.2. Análises quantitativas

As análises quantitativas abaixo, relativas ao indivíduo H25, foram feitas em três etapas, como nos casos anteriores.

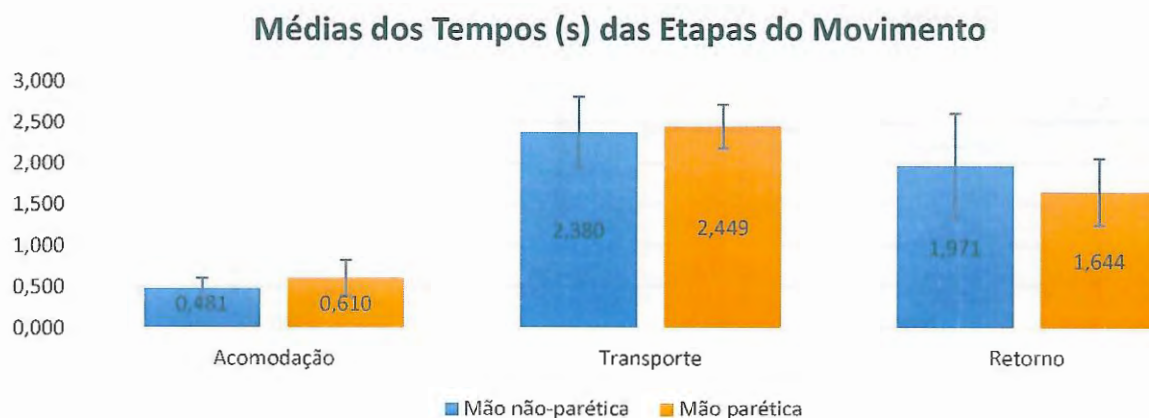
### 7.2.3.2.1. Comparação entre a mão parética e mão não-parética

Nas Tabelas 40, 41, 42 e 43 do Anexo 4, estão os resultados de todas as variáveis cinemáticas obtidas nas coletas das mãos parética e não-parética do paciente H25, nas fases pré e pós 3, 30 e 90 dias e que foram utilizados nas análises quantitativas do paciente. Nas Tabelas 56 e 57 estão os resultados das variáveis cinemáticas obtidas nas coletas do indivíduo do grupo de controle C4 (72 anos), mão dominante (direita) e não dominante.

#### I – Tempo das etapas da tarefa

Na análise quantitativa das variáveis temporais levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética (Figura 85), não apresentam diferença significativa.

Figura 85: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética.

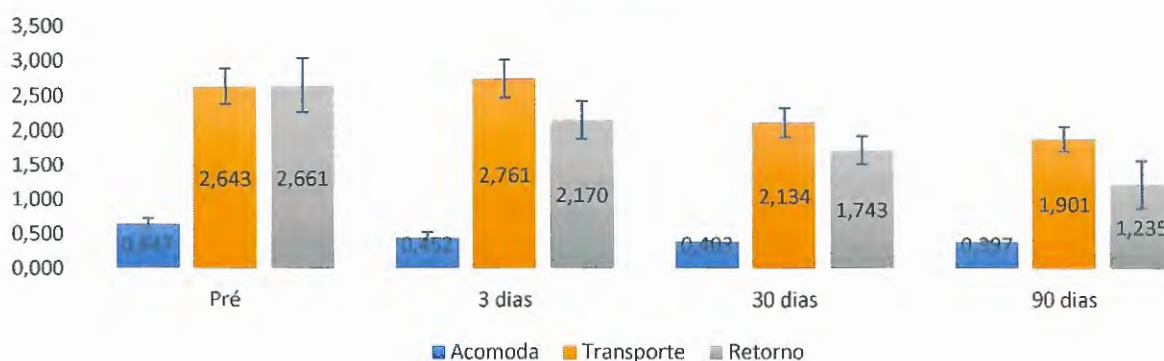


Fonte: próprio autor

A análise das médias dos tempos (s) de acomodação, transporte e retorno ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias (Figura 86), mostrou diferença significativa em todas as fases de coleta do paciente H25 para a mão não-parética. A média do tempo de acomodação possui diferença com significância estatística na fase pós 3 dias se comparada ao pré. O tempo de transporte e retorno apresentam diferença significativa nas fases 30 e 90 dias se comparado às anteriores.

Figura 86: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética.

### Médias dos tempos das etapas pelas fases de coleta - mão não-parética

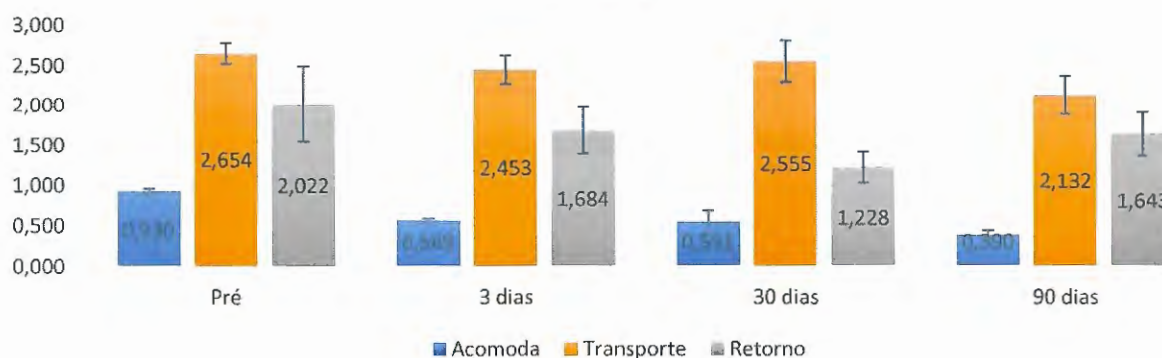


Fonte: próprio autor

Esta análise para a mão parética (Figura 87) mostrou diferença significativa na etapa de acomodação, com redução de 38,8% na fase pós 3 dias, leve redução de 3,16% no pós 30 dias e redução de 29,32% no pós 90 dias. Os tempos da etapa de transporte não sofreram alteração significativa ao longo das fases de coleta, e o tempo do retorno, fase pós 30 dias, sofreu alteração significativa, uma redução de 27,06% se comparado ao pós 3 dias e de 39,27% se comparado ao pré.

Figura 87: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias) da mão parética.

### Médias dos tempos das etapas pelas fases de coleta - mão parética

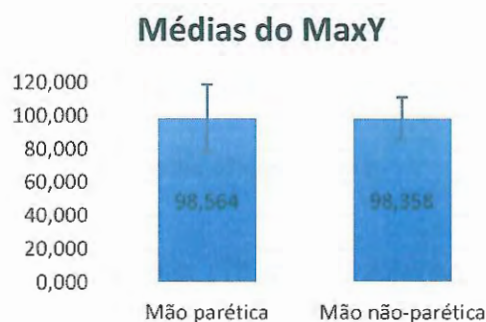


Fonte: próprio autor

## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

A análise da média da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) de todas as fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), de todas as tentativas, comparando-se a mão parética e a mão não-parética (Figura 88) do paciente H25, não apresentou diferença.

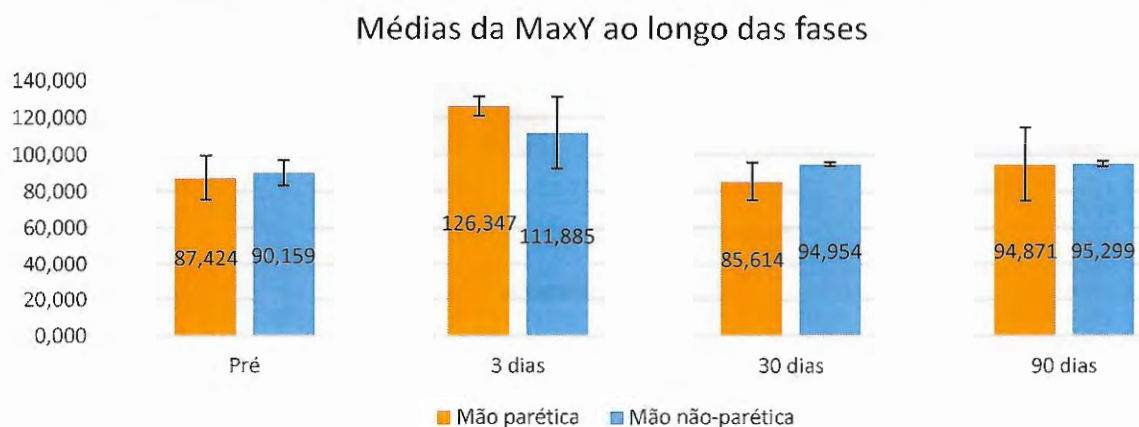
Figura 88: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

A análise da variável MaxY ao longo das fases pré, pós 3, 30 e 90 dias, mostrou comportamento semelhante para as duas mãos. A média da mão parética no pós 3 dias, teve acréscimo significativo de 44,52% se comparada à fase pré, no pós 30 dias o valor decresceu em 32,24% e no pós 90 dias apresentou novo acréscimo de 10,81% (Figura 89). A média deste índice para a mão não-parética apresentou alterações menores, no pós 3 dias o acréscimo foi de 24,1% se comparada à fase pré, no pós 30 dias o valor decresceu em 15,13% e no pós 90 dias manteve a média.

Figura 89: Média da variável MaxY das três tentativas, das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias)



Fonte: próprio autor



### 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

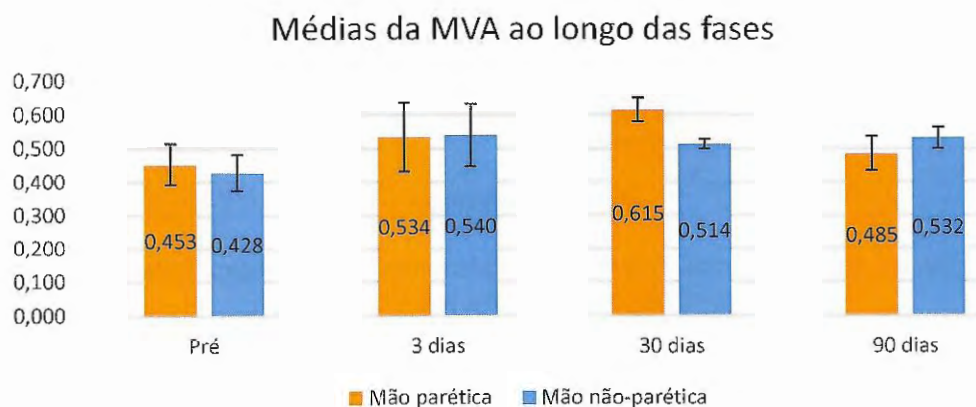
Análise comparativa das médias da variável MVA, não demonstrou bom resultado para diferenciar mão parética da mão não-parética (Figura 90). Na análise ao longo das fases de coletas (Figura 91), a média da MVA para as duas mãos apresentou pequenas alterações sem significância. Portanto esta variável não apresentou sensibilidade para diferenciar nem mão parética da mão não-parética, nem diferenças ao longo das fases de coleta.

Figura 90: Médias da variável MVA das três tentativas, das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H25



Fonte: próprio autor

Figura 91: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das quatro fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H25



Fonte: próprio autor

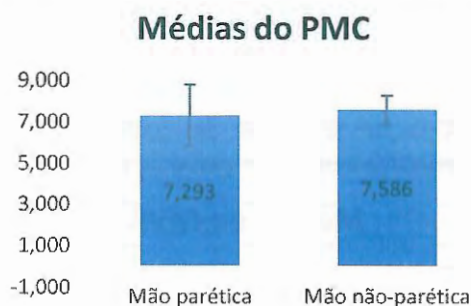
### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

No domínio da frequência, na análise comparativa das médias e desvio padrão entre a mão parética e a mão não-parética, a maioria das variáveis espectrais apresentou bons resultados, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas das quatro as fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias).



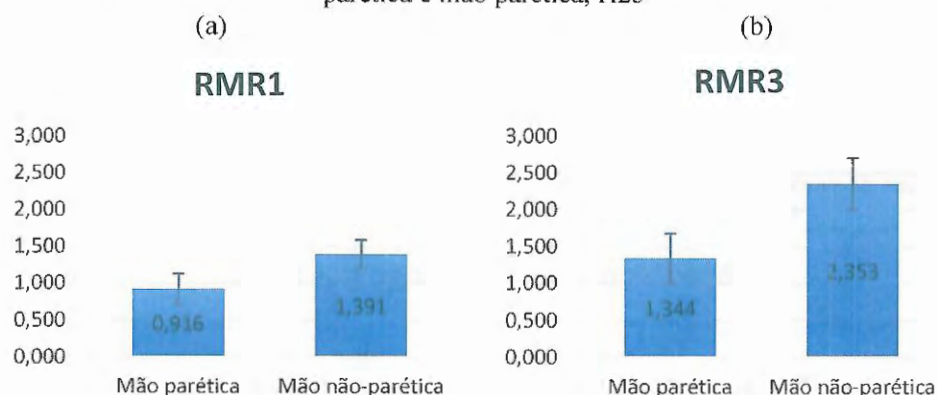
A média do pico máximo (PMC) e RPMR1 foram exceções, não apresentaram bons resultados para diferenciar as mãos (Figura 92 e 94 (a)), as variáveis RMR1 e 3 (Figura 93 (a) e (b)), RPMR3 (Figura 94 (b)) apresentaram diferença com significância estatística entre os valores da mão parética e mão não-parética e, portanto foram sensíveis para diferenciar mão parética da mão não-parética.

Figura 92: Médias da PMC das três tentativas, das quatro fases, mão não-parética e mão parética, H25



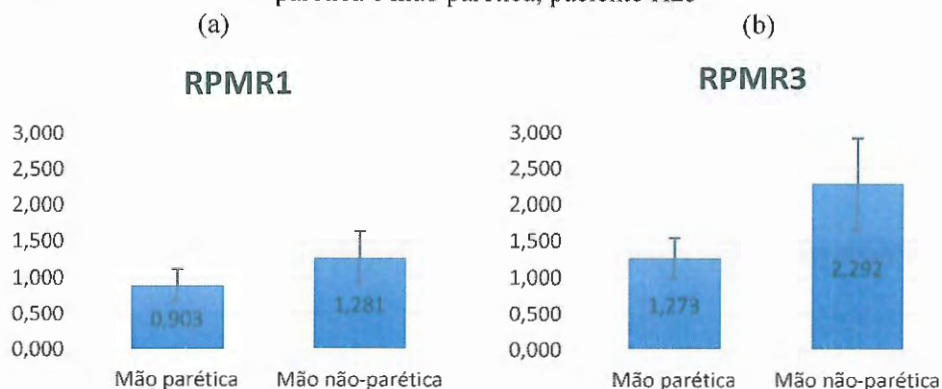
Fonte: próprio autor

Figura 93: Médias das variáveis RMR1 e RMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética, H25



Fonte: próprio autor

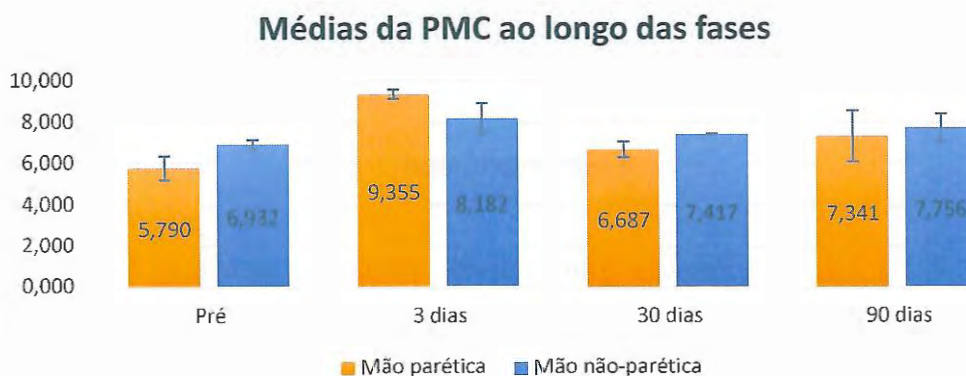
Figura 94: Médias das variáveis RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética e mão parética, paciente H25



Fonte: próprio autor

Considerando as médias ao longo das quatro fases, pode-se observar que a variável PMC tem considerável aumento do pré para o pós 3 dias (Figura 95), 61,55% para mão parética. Do pós 3 dias para o pós 30 dias apresentou redução de 28,52% e acréscimo no pós 90 dias de 9,78% para a mão parética. Para a mão não-parética, a variável PMC manteve baixa oscilação nos valores. O comportamento da variável PMC para a mão parética corresponde ao da variável MaxY (máxima inclinação em Y) para a mesma mão, com correlação de 0,84 entre as variáveis.

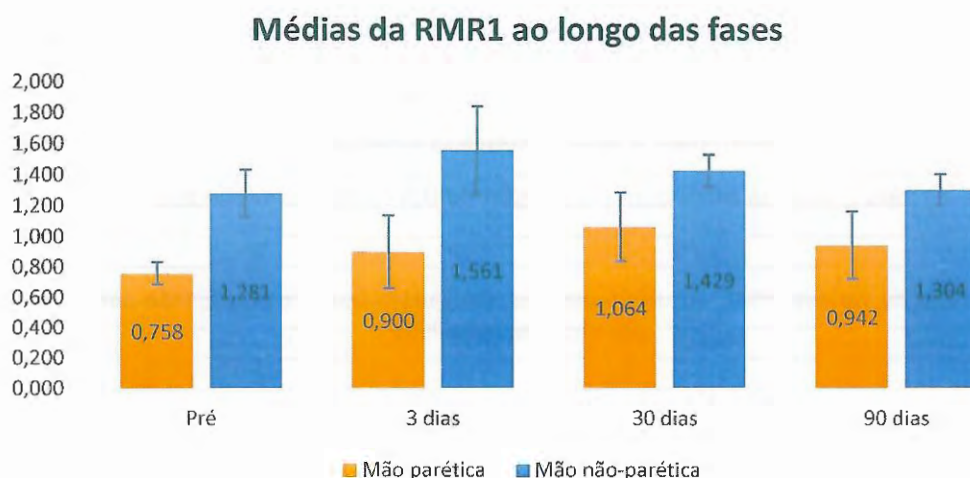
Figura 95: Médias da variável PMC das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H25



Fonte: próprio autor

Analisando as médias da variável RMR1 ao longo das fases (Figura 96), pode-se observar que existe alteração para a mão parética no decorrer das fases. A média da mão parética no pós 3 dias apresenta acréscimo mas não significativo, acréscimo de 18,26% no pós 30 dias se comparado ao pós 3 dias e 36,96% se comparado ao pré. Na fase pós 90 dias a média apresenta decréscimo de 11,43% se comparada à do pós 30 dias. A média da mão não-parética apresenta alterações, mas sem significância estatística no decorrer das fases.

Figura 96: Médias da variável RMR1 das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

#### 7.2.3.2.2. Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H25 e indivíduo controle pareado (72 anos)

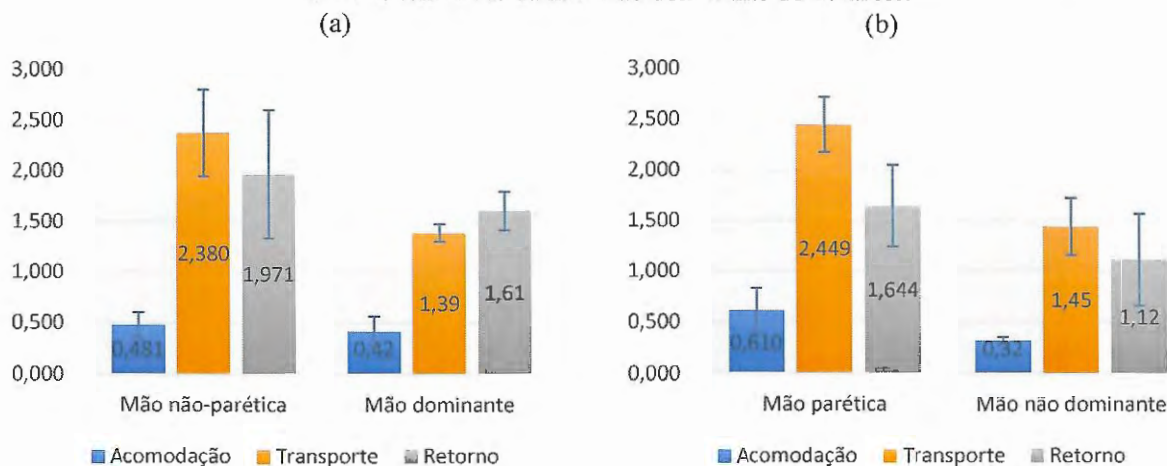
Nesta seção é feita análise pareada entre dados do indivíduo H25 e dados do indivíduo controle de 72 anos. A coleta do controle foi efetuada no mesmo ambiente experimental seguindo protocolo de coleta da tarefa “beber água” com o SPMM. A mão dominante do indivíduo controle é a direita.

Análise quantitativa foi realizada para as comparações: mão parética do indivíduo H25 e mão não dominante do controle pareado; e mão não-parética (dominante) do indivíduo H25 e mão dominante.

Na análise temporal (Figura 97), comparando-se as médias dos tempos das etapas do movimento (acomodação, transporte e retorno) da mão não-parética do H25 com a mão dominante do controle, existe diferença significativa apenas na média do tempo de transporte.

Na comparação da mão parética com a mão não dominante do controle as médias dos tempos de acomodação e transporte, mostram diferença com significância estatística.

Figura 97: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas, das quatro fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle.



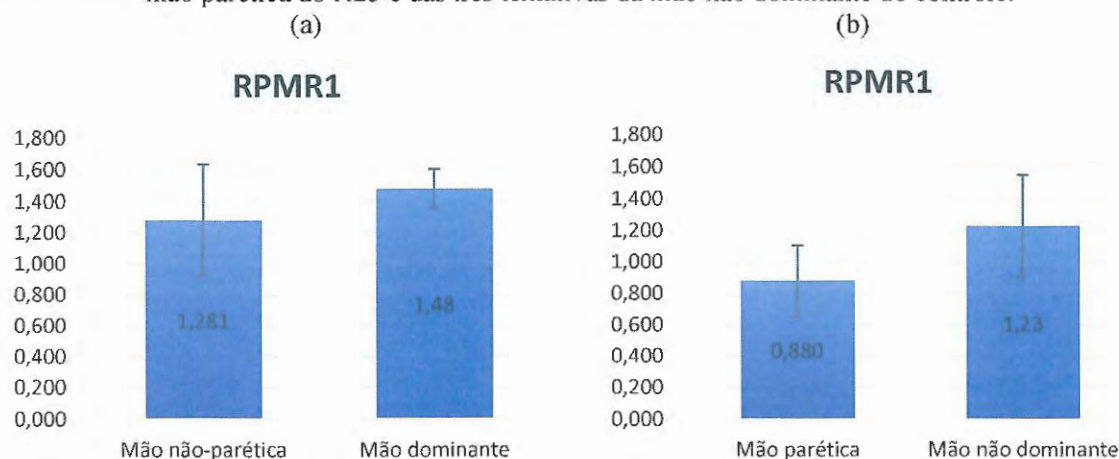
Fonte: próprio autor

Para as próximas comparações, foram utilizadas as variáveis espectrais RPMR1 e RMR3.

Na comparação das médias das variáveis espectrais da mão não-parética (dominante) do H25 com a mão dominante do controle, levando-se em consideração dados de todas as fases de coleta para o indivíduo H25 e das três tentativas do controle (72 anos), os valores da variável RPMP1 (Figura 98 (a)) mostraram pequena diferença sem significância e os valores da variável RMR3 (Figura 99 (a)) não apresentaram diferença.

Entre a mão parética e a mão não dominante do controle, a comparação das mesmas variáveis mostrou que para RPMR1 (Figura 98 (b)) existe diferença, mas não significativa, e para RMR3 (Figura 99 (b)) existe diferença significativa entre as mãos.

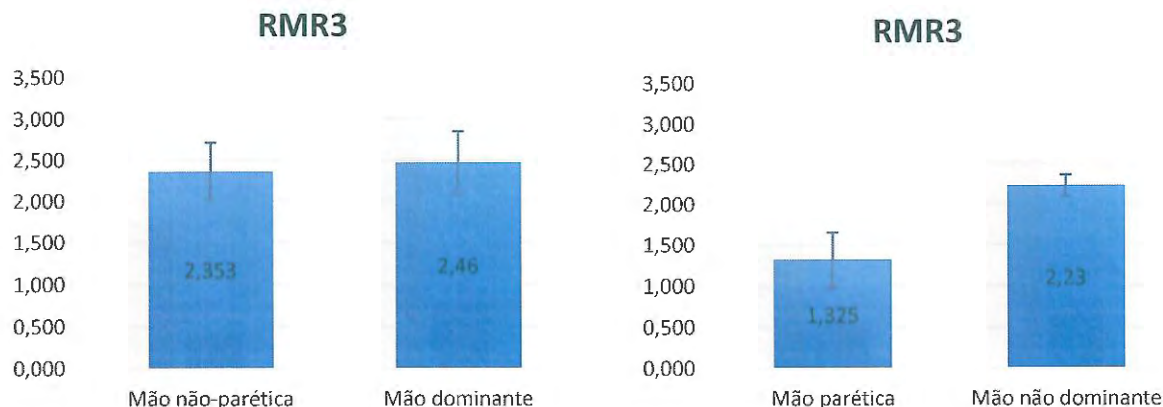
Figura 98: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle.



Fonte: próprio autor



Figura 99: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de coleta, mão não-parética do paciente H25 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de coleta, mão parética do H25 e das três tentativas da mão não dominante do controle



Fonte: próprio autor

#### 7.2.3.2.3. Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados.

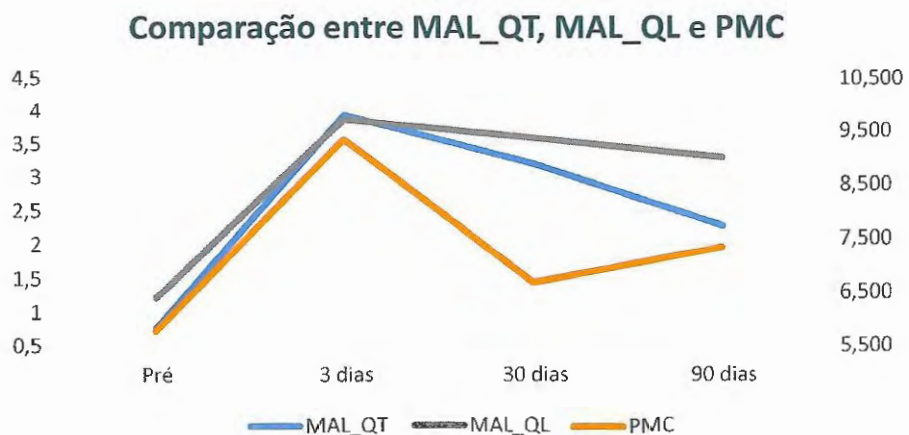
Na análise comparativa entre dados do SPMM referentes à mão parética com resultados de testes padronizados do paciente H25, foi encontrado semelhança de percentuais de variação entre as fases para as variáveis PMC e MaxY e os testes MAL\_QT e MAL\_QL, com exceção à fase do pós 30 dias. Esta variação nos valores pode ser observada nas Figuras 100 e 101 respectivamente.

A escala MAL\_QT apresentou valor de 0,77 na fase pré-indicando assimetria no uso. No “pós 3 dias” a escala MAL\_QT apresentou valor 3,95, ou seja, saiu da faixa de assimetria e passou para faixa da normalidade com um acréscimo muito superior à 0,5, indicando melhora clinicamente importante.

Levando essas informações em consideração, as variáveis PMC e MaxY, do SPMM, foram sensíveis para mensurar as alterações apontadas pela escala MAL\_QT, com exceção da fase pós 30 dias.

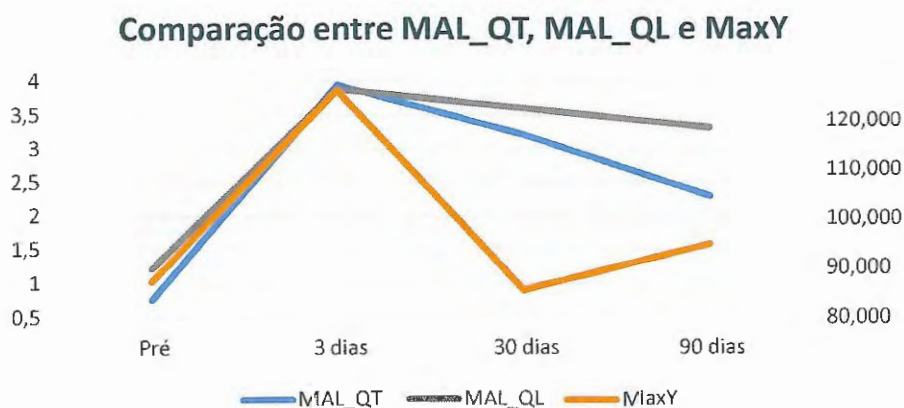


Figura 100: Resultados dos testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL e da variável espectral PMC no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

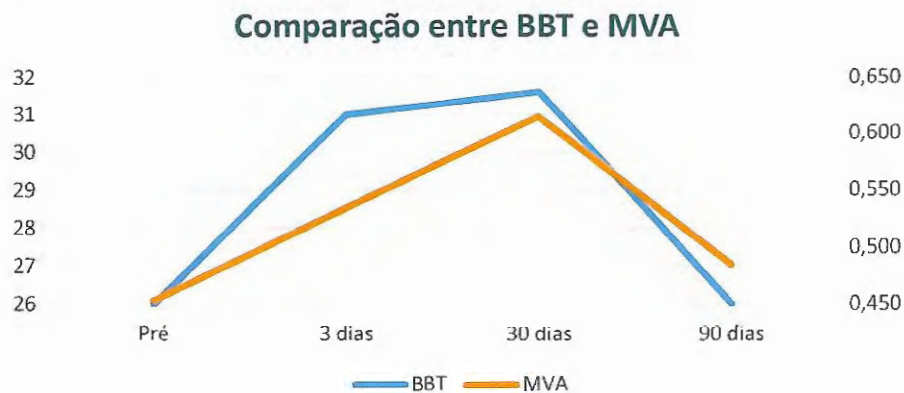
Figura 101: Resultados dos testes padronizados MAL\_QT, MAL\_QL e da variável MaxY no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

Na análise comparativa entre resultado do teste BBT e da variável MVA as alterações dos dados entre as fases apresentaram alta correlação no pré, 30 e 90 dias, e uma correlação menor na fase do pós 3 dias, como pode ser observado na Figura 102.

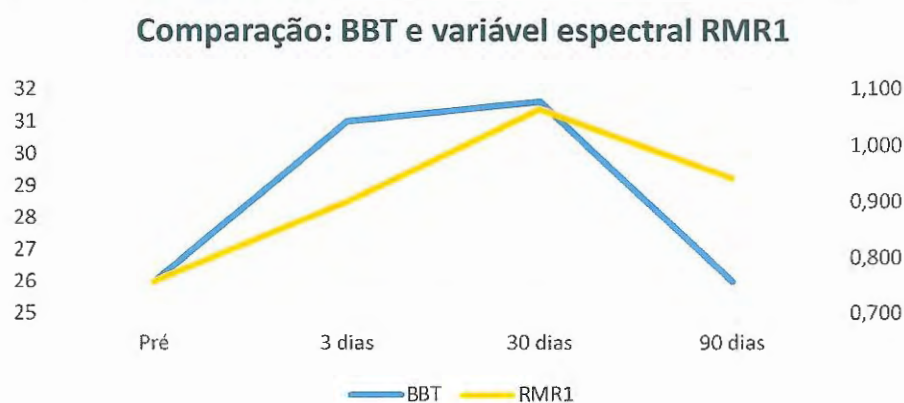
Figura 102: Resultados do teste padronizado BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

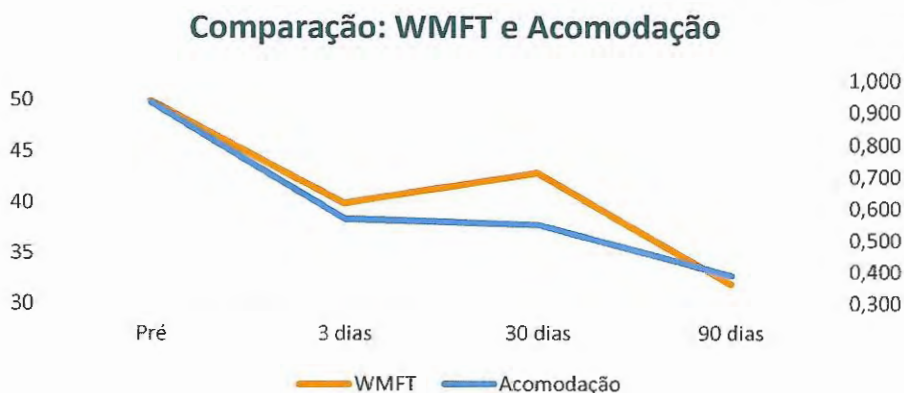
Ainda ao longo das fases de coleta, na comparação entre o resultado do BBT e da variável espectral RMR1 a correlação é maior nas fases do pré e pós 30 dias (Figura 103). Os resultados do tempo de acomodação apresentaram boa correlação com os resultados do teste WMFT (Figura 104). E os resultados do tempo de retorno apresentaram boa correlação com os resultados do teste NHPT (Figura 105).

Figura 103: Resultados do teste padronizado BBT e da variável MVA no decorrer das fases de coleta



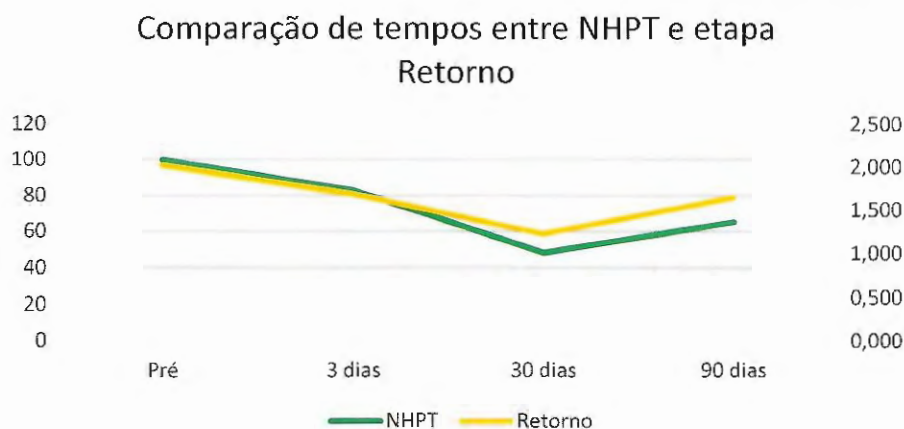
Fonte: próprio autor

Figura 104: Resultados do teste WMFT e do tempo de Acomodação no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

Figura 105: Resultados do teste NHPT e do tempo de Retorno no decorrer das fases de coleta



Fonte: próprio autor

### 7.2.3.3. Conclusões - paciente H25

As variáveis cinemáticas calculadas a partir dos sinais adquiridos pelo dispositivo SPMM foram utilizadas na comparação da mão parética com a mão não-parética do paciente H25.

As variáveis temporais não foram sensíveis para diferenciar as mãos do paciente, já as espectrais que relacionam faixa da frequência relativa ao movimento humano voluntário com faixa relativa à movimentos não voluntários, foram todas sensíveis, as demais não (Tabela 58).

Na análise das fases de coleta, a mão parética apresentou redução significativa no tempo da acomodação na fase do pós 3 dias e nova redução nos 90 dias, também no tempo do retorno em todas fases. A variável MaxY, que não mostrou diferença entre as mãos, apresentou alteração durante as fases de coletas para as duas mãos, com acréscimo significativo no pós 3 dias e redução nas fases seguintes. As variáveis espectrais utilizadas nesta comparação mostraram diferença significativa entre

as mãos com exceção da PMC e da RPMR1. A variável espectral RMR1 foi sensível para detectar alterações da mão parética ao longo das fases de coletas.

Pode-se concluir que para o paciente H25 as variáveis espectrais foram mais sensíveis que as temporais para detectar alterações entre as mãos e entre as fases de coleta, indicando melhora na fase dos 3 dias após o treinamento e a não manutenção deste padrão de melhora na fases do pós 30 e 90 dias.

A comparação entre a mão não-parética e dominante do paciente com a mão dominante do controle mostrou diferença somente na etapa de transporte. As variáveis espectrais estudadas não mostraram diferença entre as mãos e como conclusão pode-se conjecturar que existem indícios de normalidade na mão não-parética do paciente.

A comparação entre a mão parética e a mão não dominante do controle pareado de 72 anos mostrou diferença nas três etapas (acomodação, transporte e retorno) com tempos superiores para a mão parética indicando dificuldade ao executar a tarefa. A variáveis espectrais estudadas trouxeram diferença significativa entre as mãos com valores menores para a mão parética indicando baixa suavidade no movimento ou déficit.

Analisando-se os testes padronizados, paciente apresentou melhora, mas não a mudança comportamental suficiente para manter ganhos e melhorar efetivamente. O teste MAL mostrou melhora significativamente importante no pós 3 dias, paciente saiu da faixa de assimetria ( $> 2,5$ ), mas nas fases do pós 30 e 90 dias, recaiu na quantidade (teste MAL\_QT) e voltou para faixa de assimetria no uso. As variáveis cinemáticas que melhor representaram este comportamento ao longo das fases de coleta foi a MaxY e a PMC, com exceção do pós 30 dias onde o valor de ambas diminuiu muito.

Na função motora grossa (teste WMFT), o resultado apresentou o mesmo comportamento e a variável cinemática do SPMM que melhor representou este resultado foi o tempo de acomodação da tarefa.

Pelos resultados do teste de destreza (BBT), o paciente H25 aumentou o uso e manteve a melhora, mas não saiu da faixa da assimetria, indicando melhora mínima. As variáveis cinemáticas que melhor representaram este resultado de leve melhora na destreza foram as espectrais PMC, RMR2 e RPMR2, e a espacial MaxY. O teste QUAL também refletiu este comportamento e as variáveis PMC e RPMR2 acompanharam este resultado.

De forma geral, e do ponto de vista clínico, o resultado das avaliações padronizadas foi uma pequena melhora com o treinamento, não mantida com o tempo, que pode ser explicado pelo lado afetado ser o esquerdo, não dominante, menos habilidoso, e menos utilizado nas atividades diárias. Em outras palavras, o lado parético foi submetido ao treinamento e apresentou melhora inerente apontada no pós 3 dias, mas como o membro continuou a não ser utilizado o padrão de melhora não se manteve, apresentando recuo no pós 30 e 90 dias.

### 7.2.4. Análise Cinemática do paciente H01

Nesta seção as grandezas físicas são analisadas qualitativamente e quantitativamente para o paciente identificado por H01, 56 anos, 74 Kilos, 1,7 m de altura, que sofreu AVC do tipo isquêmico, tendo as regiões occipital, temporal medial, fronto-parietal E afetadas, o que causou hemiparesia no lado esquerdo. A preferência manual foi avaliada pela aplicação do Inventário de Dominância Manual de Edimburgo (nota = 0,8, lado = 1 ou direito).

O paciente apresenta perda de força, como pode ser observado na Tabela 13 que contém os valores medidos de força de prensão e força de pinça do paciente H01 da mão parética.

Tabela 13: Forças de prensão e pinça referentes ao H01, mão parética, no decorrer das fases de coleta

Paciente H12	Força de prensão (libras)	Força de pinça (libras)
Pré	19,66	1,66
Pós 3 dias	18,33	3,67
Pós 30 dias	30	7,6
Pós 90 dias	-	6,6

Fonte: próprio autor

O caso do indivíduo H01 no que diz respeito à dominância de mão e lado parético se assemelha ao do indivíduo H25, pois o lado afetado foi o esquerdo e sua mão dominante é a direita, ou seja, teve a mão mais habilidosa preservada.

A análise ao longo do tempo de coleta não foi feita, apenas análises comparativas entre a mão parética e a mão não-parética, pois na fase de pré tratamento não foi realizada coleta com o SPMM e sem os dados do pré a análise da sensibilidade das variáveis do SPMM ao longo do tempo de coleta ficou prejudicada. Outro fato ocorreu com a coleta da mão parética no pós 3 dias, os dados relativos aos sensores da IMU não foram salvos. Desta forma apenas dados das fases pós 30 e 90 dias da mão parética estão disponíveis para análise. Desta forma as comparações com resultados dos testes padronizados também não foram feitas.

#### 7.2.4.1. Análises qualitativas

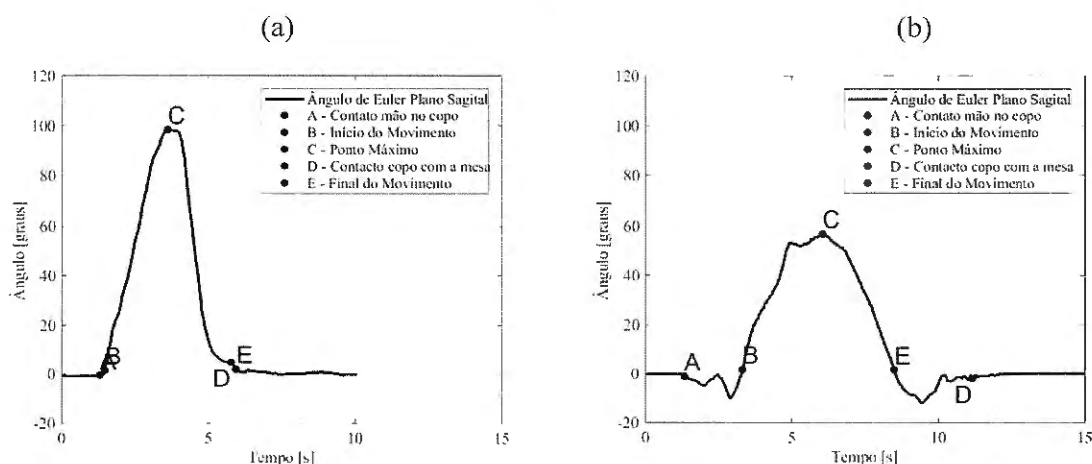
As análises qualitativas abaixo foram feitas comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética do indivíduo H01.



### 7.2.4.1.1. Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Os gráficos de inclinação em Y (Roll) do indivíduo H01 apresentaram diferença significativa entre as duas mãos (Figura 122 (a) e (b)). A curva do gráfico correspondente à mão parética (Figura 122 (b)) indica inclinação do dispositivo para frente e para trás na etapa de acomodação e no final do transporte, ligeiro tremor. Já a curva da mão não-parética (Figura 122 (a)) apresenta maior valor de inclinação máxima do dispositivo, e suavidade durante a execução do protocolo.

Figura 106: (a) Tentativa 3 da mão não-parética na fase pós 30 dias; (b) Tentativa 2 da mão parética na fase pós 30 dias



Fonte: próprio autor

### 7.2.4.1.2. Acelerações e velocidade angular em Y

Alteração na suavidade do movimento pôde ser observada visualmente nos sinais apresentados nos gráficos das acelerações e velocidades, da mesma forma como observado nos gráficos dos pacientes anteriores. Qualitativamente, os sinais da aceleração e velocidade angular do dispositivo SPMM apresentaram sensibilidade para detectar alterações na suavidade do movimento da mão parética quando comparada à mão não-parética.

Quando o sinal da velocidade angular em Y ao longo do tempo foi transformado para o espectro da frequência (FFT), os gráficos da frequência possibilitaram observações como as descritas para o paciente H10 em 6.2.1.1.3.

### 7.2.4.2. Análises quantitativas

As análises quantitativas abaixo, relativas ao indivíduo H01, foram feitas em três etapas: como nos casos anteriores.

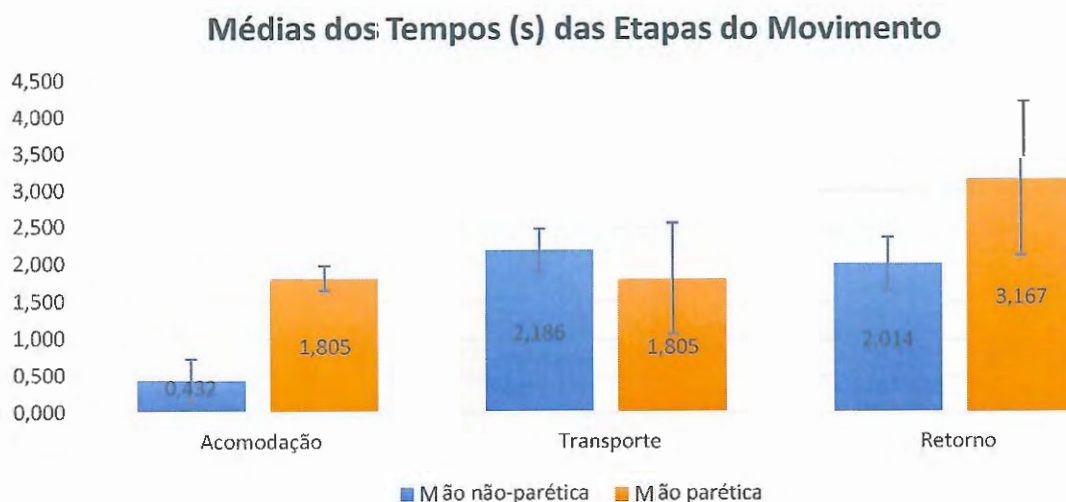
### 7.2.4.2.1. Comparação entre a mão parética e mão não-parética

Nas Tabelas 44, 45, 46 e 47 do Apêndice 3, estão os resultados de todas as variáveis cinemáticas obtidas nas coletas da mão parética, nas fases pós 30 e 90 dias, e não-parética, nas fases pós 3, 30 e 90 dias, e que foram utilizados nas análises quantitativas do paciente H01. Nas Tabelas 52 e 53 estão os resultados das variáveis cinemáticas obtidas nas coletas do indivíduo do grupo de controle C1 (59 anos), mão dominante (direita) e não dominante. Os resultados dos testes P-teste e p-valor estão nas tabelas 58 e 59 também no Apêndice 3.

#### 1 – Tempo das etapas da tarefa

Na análise quantitativa levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética do paciente H01 (Figura 107), as médias dos tempos de acomodação e retorno apresentaram diferença significativa entre as mãos. A média da etapa de transporte apresentou diferença entre as mãos, mas sem significância estatística. Desta forma pode-se concluir que o tempo de acomodação e o tempo de retorno são sensíveis para diferenciar mão parética da mão não-parética do paciente H01.

Figura 107: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases pós 30 e 90 dias da mão parética e pré, 3, 30 e 90 dias da mão não-parética do paciente H01.

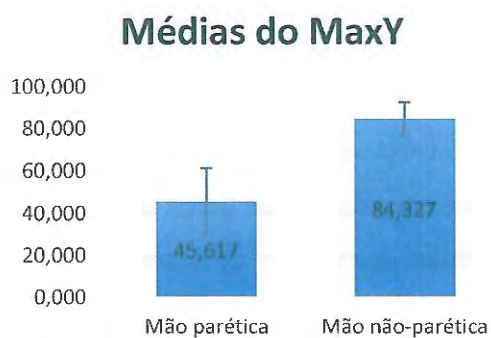


Fonte: próprio autor

## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

A análise da média da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) de das fases coletadas, de todas as tentativas, comparando-se a mão parética e a mão não-parética (Figura 108) do paciente H01, apresentou diferença com significância estatística. A mão parética inclinou pouco o dispositivo na maioria das tentativas.

Figura 108: Média da Inclinação Máxima em Y das três tentativas, das fases de coleta (pós 30 e 90 dias) da mão parética e das três fases da mão não-parética, paciente H01

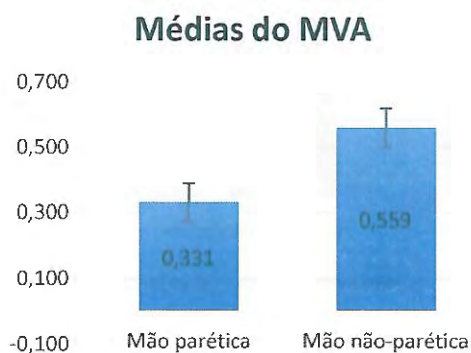


Fonte: próprio autor

## 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

Análise comparativa das médias da variável MVA, apresentou diferença com significância para diferenciar mão parética da mão não-parética (Figura 109).

Figura 109: Médias da variável MVA das três tentativas, das fases de coleta (pós 30 e 90 dias) da mão parética e das três fases da mão não-parética, paciente H01

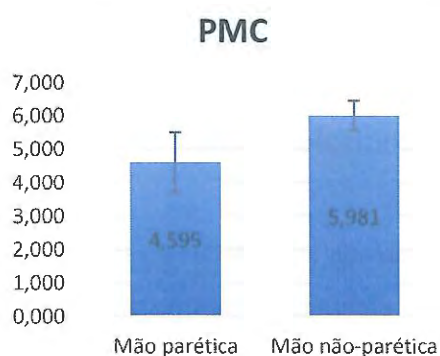


Fonte: próprio autor

#### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

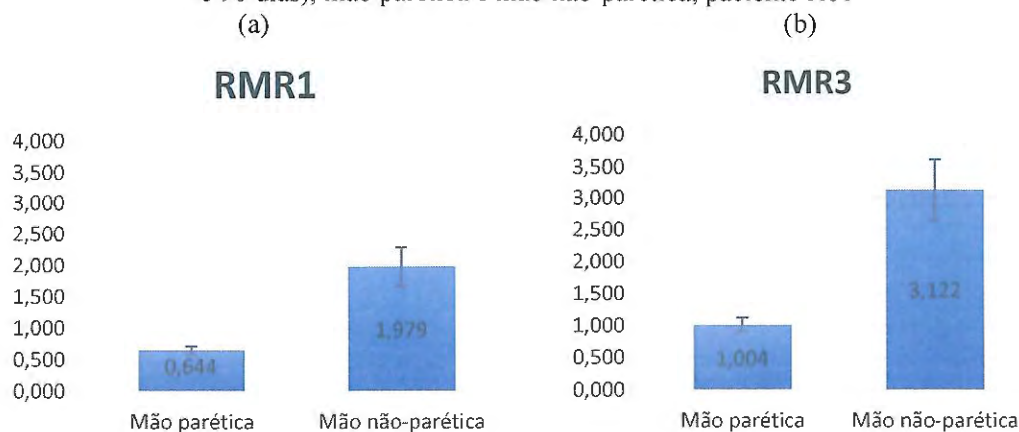
No domínio da frequência, na análise comparativa das médias e desvio padrão entre a mão parética e a mão não-parética, todas as variáveis espectrais apresentaram bons resultados, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas de todas as fases de coleta. As médias das variáveis PMC (Figura 110), RMR1 e RMR3 (Figura 111), RPMR1 e RPMR3 (Figura 112) apresentaram diferença com significância estatística entre as mãos, portanto foram sensíveis para diferenciar a mão parética da mão não-parética do paciente H01.

Figura 110: Médias da variáveis espectrais PMC das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01



Fonte: próprio autor

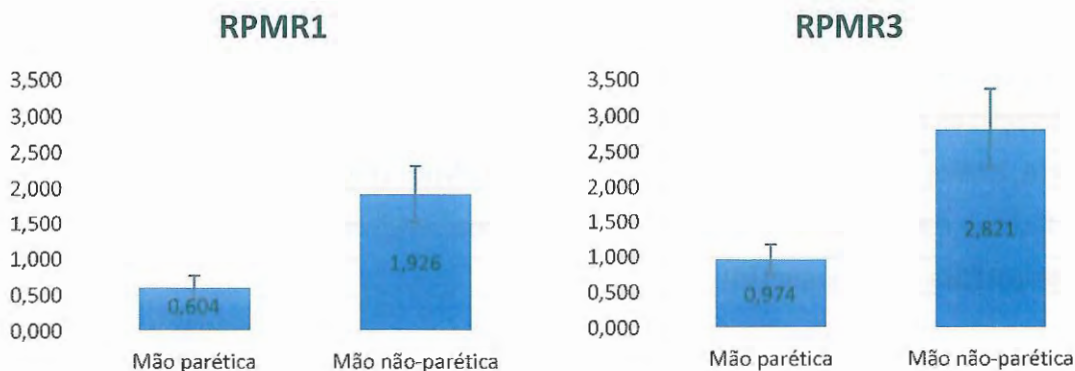
Figura 111: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01



Fonte: próprio autor



Figura 112: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das fases de coleta (pós 3, 30 e 90 dias), mão parética e mão não-parética, paciente H01  
(a) (b)



Fonte: próprio autor

#### 7.2.4.2.2. Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H01 e indivíduo controle pareado (59 anos)

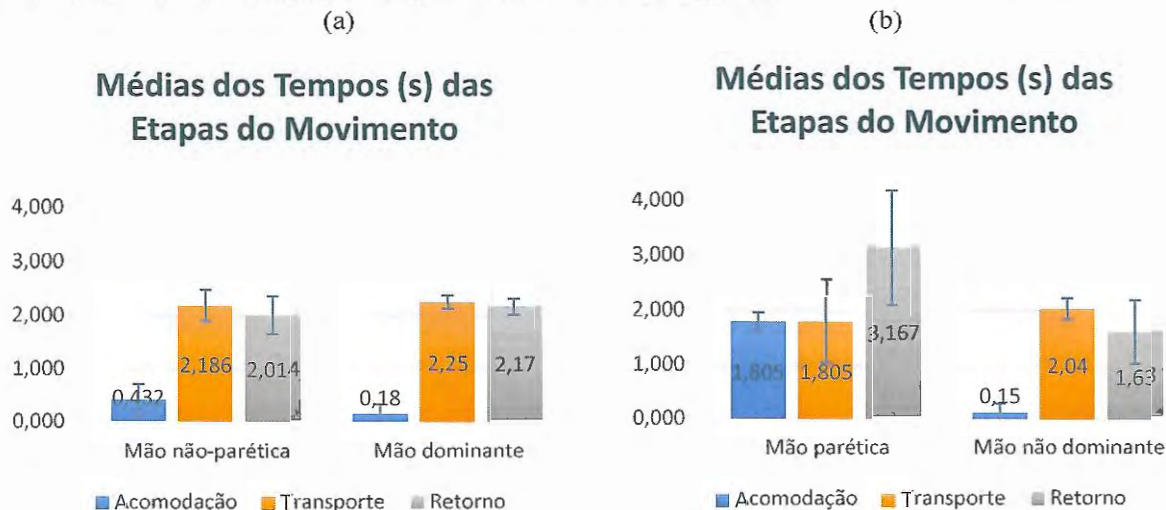
Nesta seção é feita análise pareada entre dados do indivíduo H01 e do indivíduo controle C1 de 59 anos. A coleta do controle foi efetuada no mesmo ambiente experimental seguindo protocolo de coleta da tarefa “beber água” com o SPMM. A mão dominante do indivíduo controle é a direita.

Análise quantitativa foi realizada para as comparações: mão parética do indivíduo H01 e mão não dominante do controle; e mão não-parética (dominante) do indivíduo H01 e mão dominante do controle.

Na análise temporal (Figura 113), comparando-se as médias das etapas da mão não-parética e dominante do H01 com a mão dominante do controle, não existe diferença significativa em nenhuma das três. A análise da mão parética e da mão não dominante do controle, mostra diferença com significância estatística no tempo de acomodação. No tempo do retorno existe diferença, mas sem significância.



Figura 113: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pós 3, 30 e 90, mão não-parética do paciente H01 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pós 30 e 90 dias, mão parética do paciente H01 e das três tentativas da mão não dominante do controle.



Para as próximas comparações, foram utilizadas as variáveis espectrais RPMR1 e RMR3.

Na comparação das médias das variáveis espectrais da mão não-parética (dominante) do H01 com a mão dominante do controle, os valores da variável RPMP1 (Figura 114 (a)) e RMR3 (Figura 115 (a)) mostraram diferença, mas sem significância, o que pode indicar padrões de normalidade da mão não-parética do indivíduo H01.

Entre a mão parética e a mão não dominante do controle, a comparação das variáveis mostrou que para RPMR1 (Figura 114 (b)) e RMR3 (Figura 115 (b)) existe diferença significativa, com valor menor relativo à mão parética.

Figura 114: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de pós 3, 30 e 90 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pós 30 e 90 dias, mão parética do H01 e das três tentativas da mão não dominante do controle.

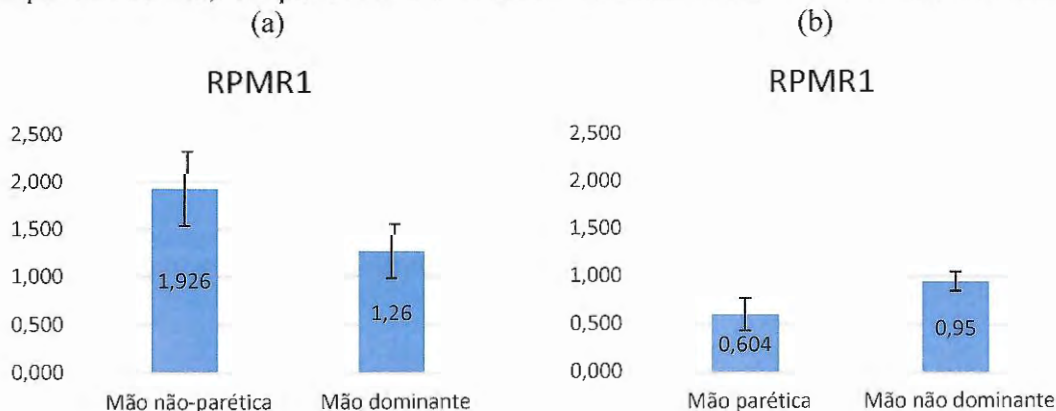
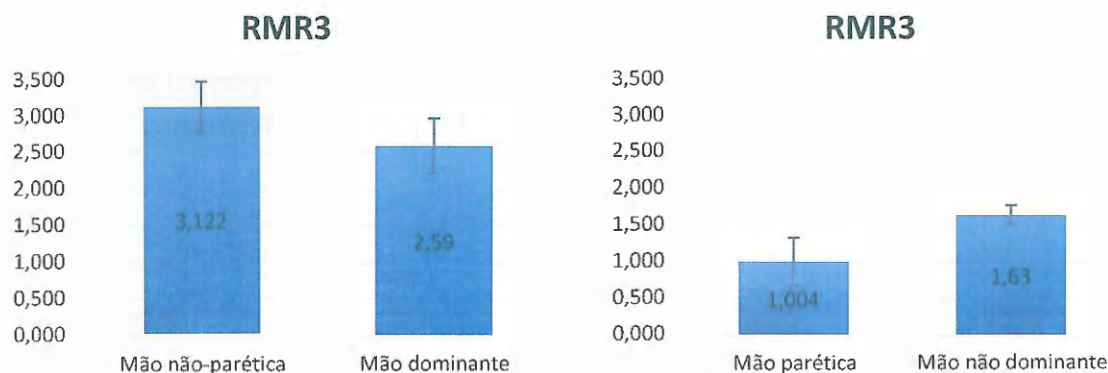


Figura 115: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle



Fonte: próprio autor

#### 7.2.4.3. Conclusões - paciente H01

Análises foram feitas comparando-se as variáveis cinemáticas da mão parética com as da mão não-parética do paciente H01. As variáveis temporais foram todas sensíveis para detectar alterações entre as mãos, com exceção do tempo de transporte. Considerando as espectrais, essas foram todas sensíveis para diferenciar déficit.

O paciente H01 teve a mão não dominante afetada, ou seja, sua dominância de mão foi preservada. As análises comparando-se as variáveis cinemáticas da mão não-parética e dominante do paciente e a mão dominante do controle de 59 anos, mostraram que não existe diferença significativa nas médias das temporais, e nas médias das variáveis espectrais testadas existe diferença, mas sem significância, e os valores da mão não-parética são maiores que a mão dominante do controle, ou seja, indicando que o movimento da mão não-parética apresenta melhor suavidade. Este achado pode ser um indicativo de padrão de normalidade da mão não-parética do paciente H01.

As análises comparando-se as variáveis cinemáticas temporais entre a mão parética e a mão não dominante do controle de 59 anos mostraram diferença significativa no tempo de acomodação somente, e diferença sem significância no tempo de retorno. Na comparação das variáveis espectrais, essas apresentaram diferença significativa, com valores menores para a mão parética, indicando menor suavidade, ou déficit da mão parética.

As análises ao longo das fases de coleta não foram realizadas pelos motivos relatados em 7.2.4.

### 7.2.5. Análise Cinemática do paciente H09

Nesta seção, como na análise dos pacientes anteriores, as grandezas físicas são analisadas qualitativamente e quantitativamente ao longo do tempo para o paciente identificado por H09, 63 anos, 89 Kilos, 1,72 m de altura, que sofreu AVC do tipo isquêmico, tendo a região occipital afetada, o que causou hemiparesia no lado esquerdo. A preferência manual foi avaliada pela aplicação do Inventário de Dominância Manual de Edimburgo (nota = 1, lado = 1 ou direito).

O paciente apresenta perda de força significativa, como pode ser observado na Tabela 14 que contém os valores medidos de força de preensão e força de pinça do paciente H09 da mão parética, se comparado aos valores de referência relatados por Jansen et al. (2008) apresentados na tabela 20 (faixa etária 65-69 anos). No decorrer das fases de coleta não houve aumento significativo das forças de preensão e pinça.

O caso do indivíduo H09 no que diz respeito à dominância de mão e lado parético, este se assemelha aos indivíduos H01 e H25, pois o lado afetado foi o esquerdo e sua mão dominante é a direita, ou seja, teve a mão mais habilidosa preservada.

Tabela 14: Forças de preensão e pinça referentes ao paciente H09, mão parética, no decorrer das fases pré, pós 3 e 30 dias

Paciente H12	Força de preensão (libras)	Força de pinça (libras)
Pré	26,6	5,16
Pós 3 dias	30	6,8
Pós 30 dias	28,33	5

Fonte: próprio autor

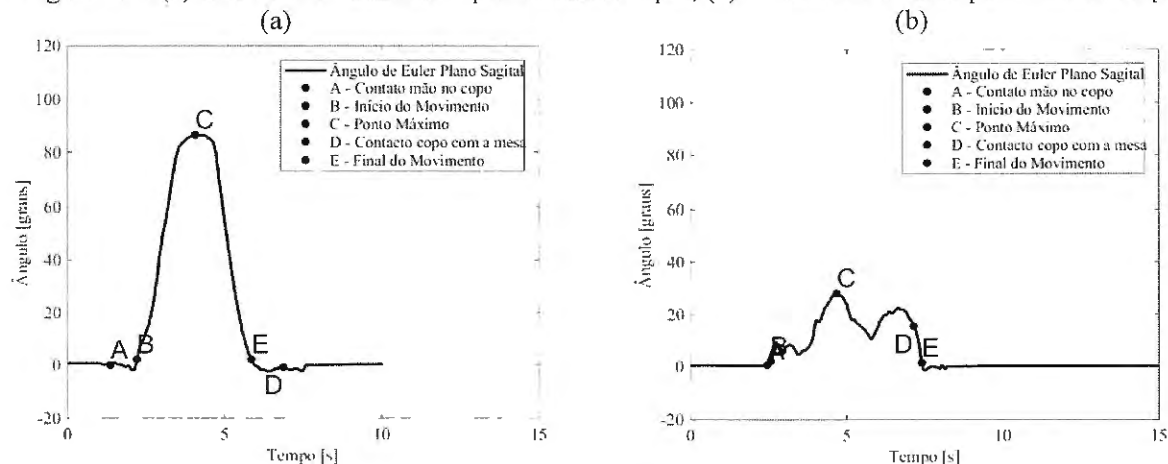
#### 7.2.5.1. Análises qualitativas

As análises qualitativas abaixo foram feitas comparando-se dados da mão parética com a mão não-parética do indivíduo H09.

##### 7.2.5.1.1. Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Os gráficos de inclinação em Y (Roll) do indivíduo H09 apresentaram diferença significativa entre as duas mãos (Figura 116 (a) e (b)). O gráfico correspondente à mão parética (Figura 116 (b)) indica dificuldade na execução da tarefa com inclinação para frente e para trás durante o transporte e o retorno, e baixo valor máximo de inclinação do dispositivo.

Figura 116: (a) Tentativa 1 da mão não-parética na fase pré; (b) Tentativa 1 da mão parética na fase pré



Fonte: próprio autor

### 7.2.5.1.2. Acelerações e velocidade angular em Y

Alteração na suavidade do movimento pôde ser observada visualmente nos sinais apresentados nos gráficos das acelerações e velocidades, da mesma forma como observado nos gráficos dos pacientes anteriores. Qualitativamente, os sinais da aceleração e velocidade angular do dispositivo SPMM apresentaram sensibilidade para detectar alterações na suavidade do movimento da mão parética quando comparada à mão não-parética.

Quando o sinal da velocidade angular em Y ao longo do tempo foi transformado para o espectro da frequência (FFT), os gráficos da frequência possibilitaram observações como as descritas para o paciente H10 em 6.2.1.1.3.

### 7.2.5.2. Análises quantitativas

#### 7.2.5.2.1. Comparação entre a mão parética e mão não-parética

Nas Tabelas 48, 49, 50 e 51 do Anexo 4, estão os resultados de todas as variáveis cinemáticas obtidas nas coletas das mãos parética e não-parética do paciente H09, nas fases pré e pós 3, 30 e 90 dias e que foram utilizados nas análises quantitativas do paciente. Nas Tabelas 54 e 55 estão os resultados das variáveis cinemáticas obtidas nas coletas do indivíduo C2 (61 anos) do grupo de controle, mão dominante (direita) e não dominante.

Existem duas observações com relação às coletas do indivíduo H09: não foram feitas as coletas da fase pós 90 dias, pois o paciente se negou a voltar para avaliação com a justificativa de não ter notado melhora 90 dias após o treinamento; e durante a fase do pré duas coletas apresentaram erro

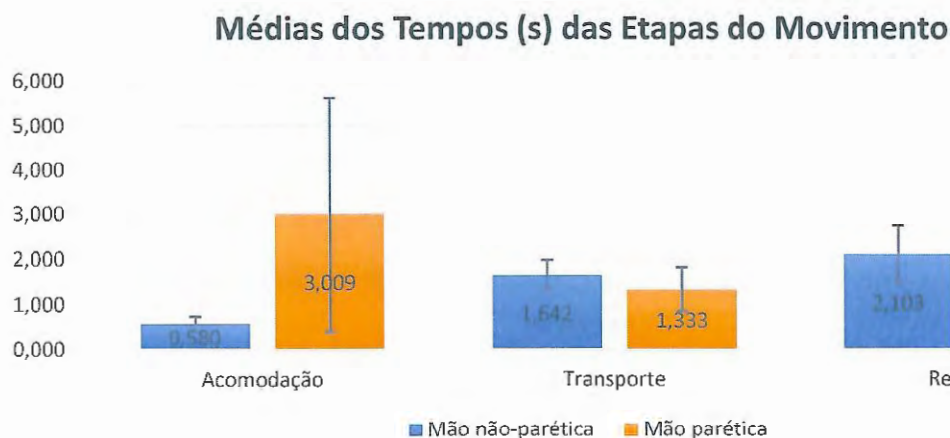


nos dados coletados pela IMU e foram desprezados. Na fase dos 30 dias ocorreu erro novamente em uma das tentativas.

### 1 – Tempo das etapas da tarefa

Na análise quantitativa das variáveis temporais levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética do paciente H09 (Figura 117), a média do tempo de acomodação apresenta diferença quando comparada à media da mão não-parética, apesar do alto valor de desvio padrão da mão parética. Este desvio é devido ao tempo de acomodação de 7,32 s da tentativa 1 do pós 3 dias da mão não-parética. Nesta tentativa o paciente demorou muito para estabilizar a preensão antes de iniciar o movimento. Esta demora pôde ser observada nas imagens de preensão. A diferença as médias do transporte e retorno não apresentaram significância entre as duas mãos.

Figura 117: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09.



Fonte: próprio autor

A análise das médias dos tempos (s) de acomodação, transporte e retorno ao longo das fases pré, pós 3 e 30 dias (Figura 118) do paciente H09, não mostrou diferença na etapa de acomodação para a mão não-parética. A média dos tempos de transporte e retorno apresentaram diferença com significância estatística nas fases pós 3 e 30 dias se comparadas ao pré.



Figura 118: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão não-parética.

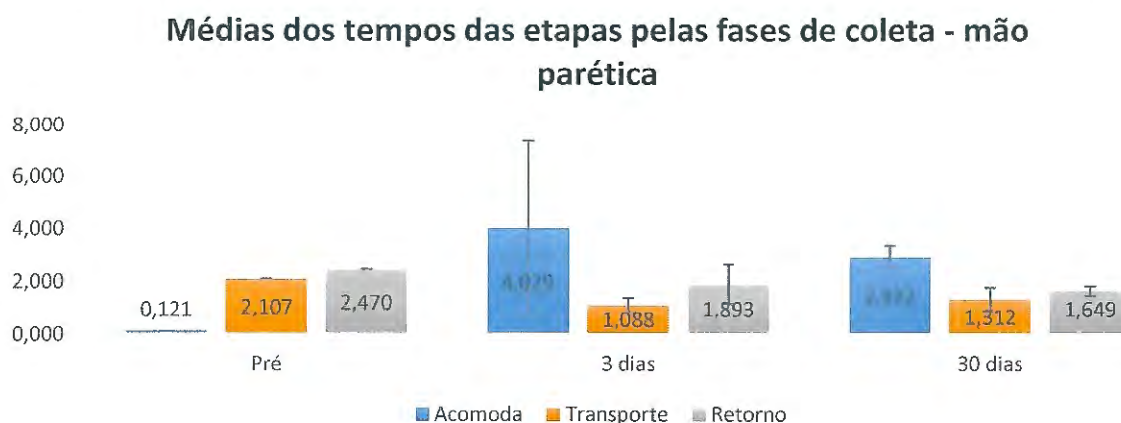


Fonte: próprio autor

Esta análise para a mão parética (Figura 119) mostrou uma grande diferença na média da etapa de acomodação, da fase pré para o pós 3 dias, mas isto se deve à demora apresentada na tentativa 1 do pós 3 dias e a um tempo de acomodação muito pequeno na fase pré onde quase não houve movimento pela falta de força e coordenação da mão parética do paciente H09.

As médias da etapa de transporte tiveram alteração significativa da fase pré para o pós 3 dias e 30 dias. Já as médias da etapa de retorno tiveram alteração, mas não significativa.

Figura 119: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa ao longo das fases de coleta da mão parética.

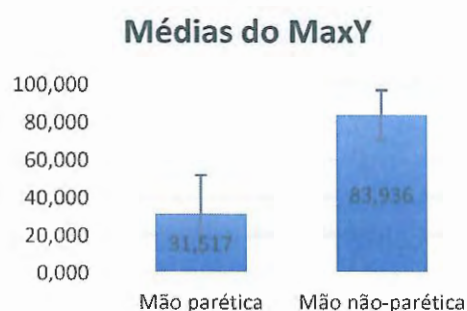


Fonte: próprio autor

## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

A análise da média da inclinação do dispositivo em Y (MaxY) de todas as fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias), de todas as tentativas, comparando-se a mão parética e a mão não-parética (Figura 120) do paciente H09, apresentou diferença com significância estatística. A mão parética inclinou pouco o dispositivo em todas as tentativas de todas as fases de coleta, como pode ser observado na Figura 121. Não houve diferença nas médias da variável MaxY ao longo das fases para as duas mãos.

Figura 120: Média da Inclinação Máxima em Y de todas as fases de coletas e todas as tentativas para mão não-parética e mão parética



Fonte: próprio autor

Figura 121: Média da variável MaxY das três tentativas, das fases de coleta



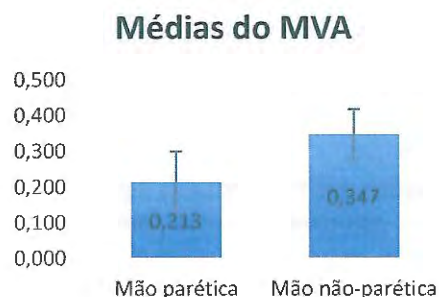
Fonte: próprio autor

## 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

A análise comparativa das médias da variável MVA para diferenciar mão parética da mão não-parética apresentou diferença com significância estatística (Figura 122). Na análise ao longo das fases de coletas (Figura 123), a média da MVA para a mão não-parética apresentou pequenas

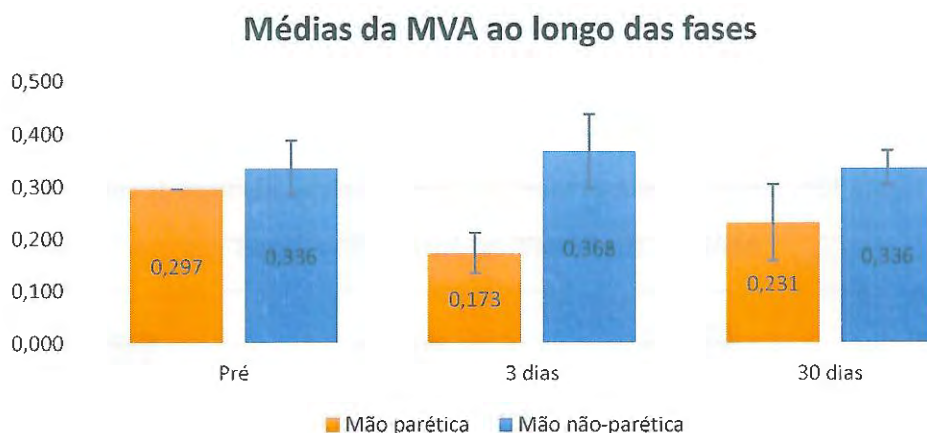
alterações e para a mão parética apresentou alteração com significância na fase do pós 3 dias e sem significância no pós 30 dias.

Figura 122: Médias da variável MVA das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09



Fonte: próprio autor

Figura 123: Médias da variável MVA das três tentativas, ao longo das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H25

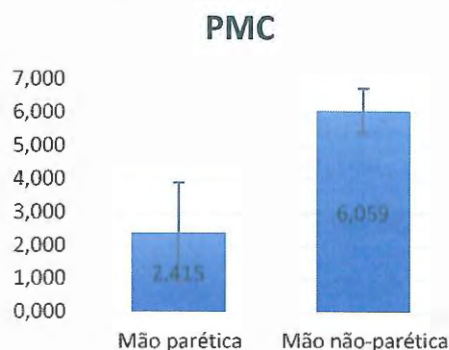


Fonte: próprio autor

#### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

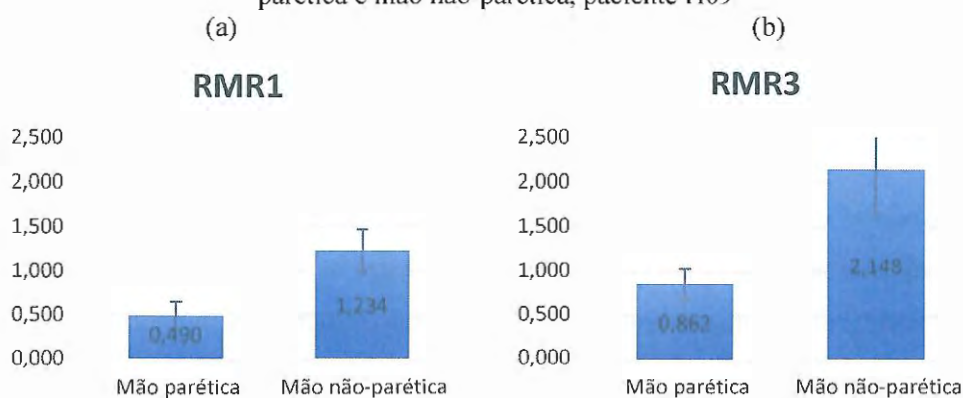
No domínio da frequência, na análise comparativa das médias e desvio padrão entre a mão parética e a mão não-parética, todas as variáveis espectrais apresentaram bons resultados, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas das quatro as fases de coleta. As médias das variáveis PMC (Figura 124), RMR1 e RMR3 (Figura 125), RPMR1 e RPMR3 (Figura 126) apresentaram diferença com significância estatística entre as mãos, portanto foram sensíveis para diferenciar a mão parética da mão não-parética.

Figura 124: Médias da variável espectral PMC das três tentativas, das fases de coleta, mão não-parética e mão parética, paciente H09



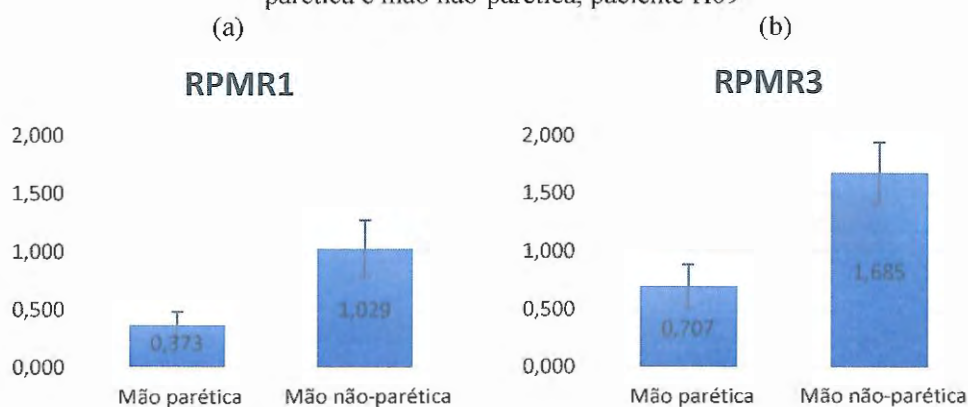
Fonte: próprio autor

Figura 125: Médias das variáveis espectrais RMR1 e RMR3 das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09



Fonte: próprio autor

Figura 126: Médias das variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3 das três tentativas, das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09

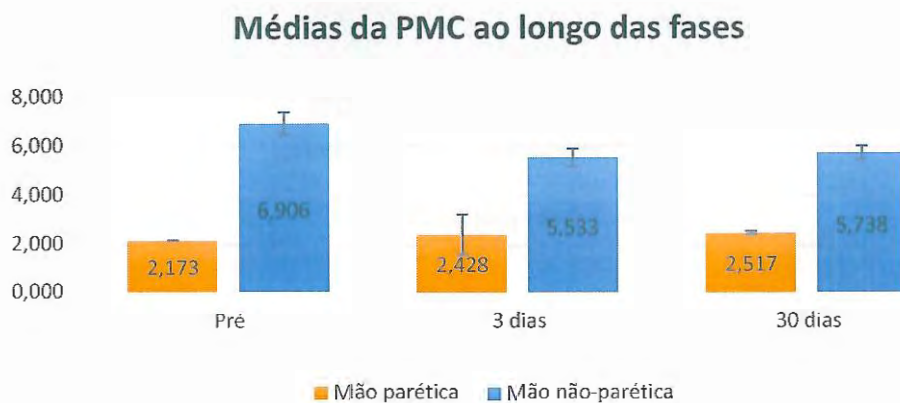


Fonte: próprio autor

Considerando as médias ao longo das fases (pré, pós 3, 30), pode-se observar que a variável PMC não apresenta diferença entre as fases para mão parética (Figura 127). Para a mão não-parética,

a variável PMC apresenta diferença significativa no pós 3 e 30 dias se comparado ao pré. O comportamento da variável PMC para a mão parética corresponde ao da variável MaxY (máxima inclinação em Y) para as duas mãos, com correlação de 0,97 entre as variáveis.

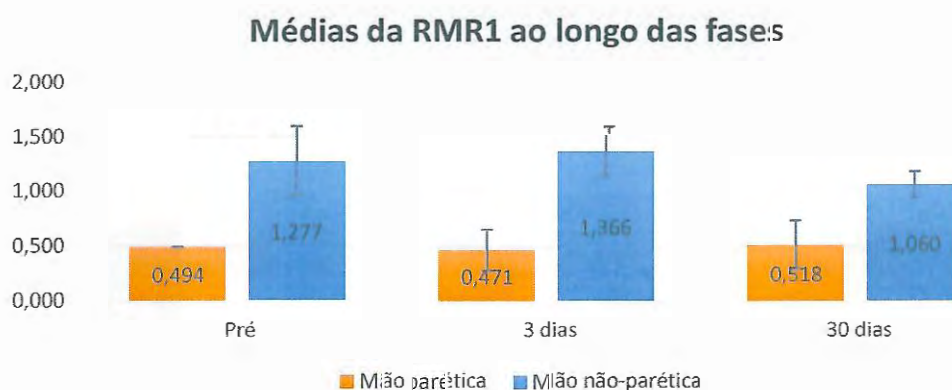
Figura 127: Médias da variável PMC das três tentativas ao longo das fases de coleta, mão parética e mão não-parética, paciente H09



Fonte: próprio autor

Analisando as médias das variáveis RMR1 e RMR2 ao longo das fases (Figuras 128 e 129), pode-se observar que não existe alteração significativa entre as fases de coletas para as duas mãos mas a variável RMR2 apresenta um leve acréscimo podendo indicar leve melhora do paciente durante as fases de coleta.

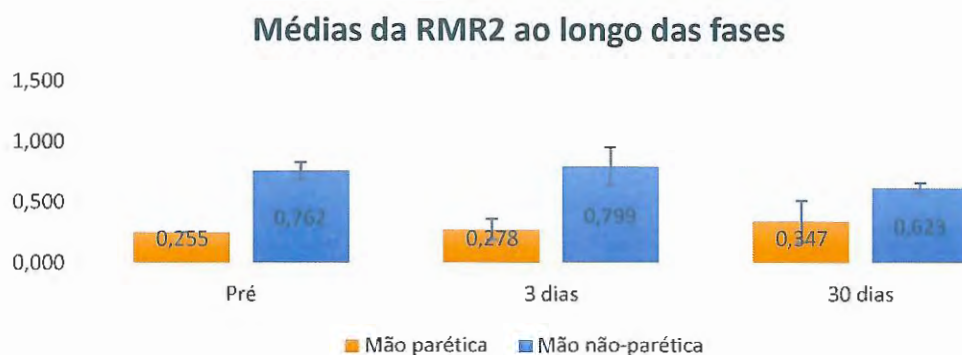
Figura 128: Médias das variáveis: (a) RMR1 e (b) RMR2 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor



Figura 129: Médias das variáveis: (a) RMR1 e (b) RMR2 das três tentativas nas fases de coleta, mão parética e mão não-parética



Fonte: próprio autor

Como resultado das análises das variáveis espectrais ao longo das fases de coleta (pré, pós 3, 30 e 90 dias) pode-se afirmar que houve alteração leve na suavidade do movimento do indivíduo H09 após o treinamento.

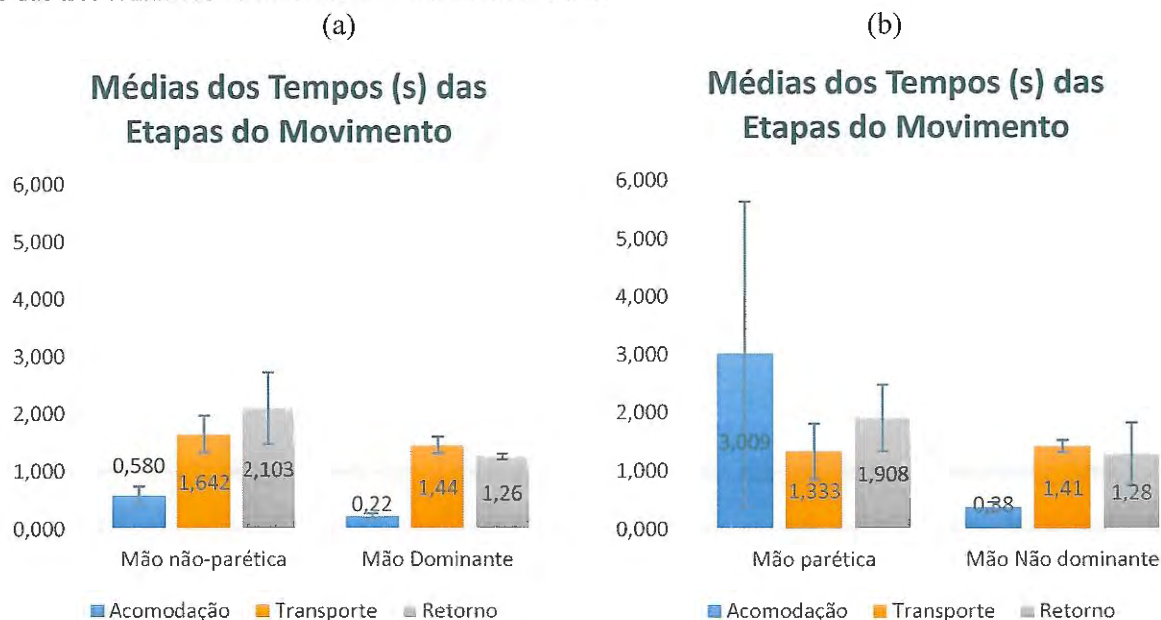
#### 7.2.5.2.2. Análises quantitativas pareadas entre o Paciente H09 e indivíduo controle pareado (61 anos)

Nesta seção é feita análise pareada entre dados do indivíduo H09 e dados do indivíduo controle C2 de 61 anos. A coleta do controle foi efetuada no mesmo ambiente experimental seguindo protocolo de coleta da tarefa “beber água” com o SPM. A mão dominante do indivíduo controle é a direita.

Análise quantitativa foi realizada para as comparações: mão parética do indivíduo H09 e mão não dominante do controle; e mão não-parética (dominante) do indivíduo H09 e mão dominante do controle.

Na análise temporal (Figura 130), comparando-se as médias da mão não-parética e dominante do H09 com a mão dominante do controle, existe diferença significativa na média do tempo de acomodação e retorno. A análise da mão parética e da mão não dominante do controle, mostra grande diferença no tempo de acomodação, mas sem significância devido ao elevado desvio padrão do tempo de acomodação da mão parética.

Figura 130: (a) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) Médias dos tempos (s) das etapas do movimento, das três tentativas das fases de coleta, mão parética do paciente H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle.



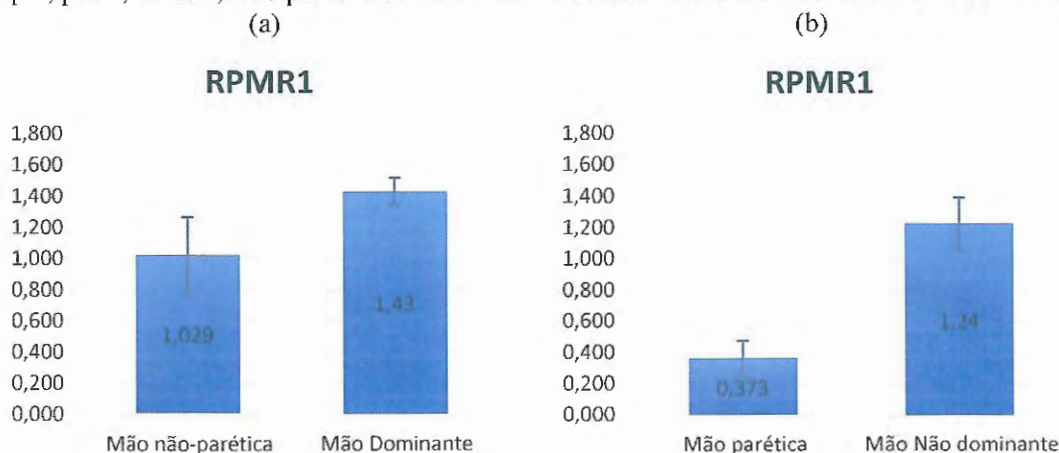
Fonte: próprio autor

Para as próximas comparações, foram utilizadas as variáveis espectrais RPMR1 e RPMR3, e RMR1 e RMR3.

Na comparação das médias das variáveis espectrais da mão não-parética (dominante) do H09 com a mão dominante do controle, os valores da variável RPMR1 (Figura 131 (a)) e RPMR3 mostraram diferença significativa e os valores da variável RMR1 e RMR3 (Figura 132 (a)) não apresentaram diferença. Desta forma, pode-se concluir que as variáveis espectrais para este paciente, não foram sensíveis para diferenciar mão não-parética da mão dominante do controle, sugerindo padrões de normalidade da mão não-parética.

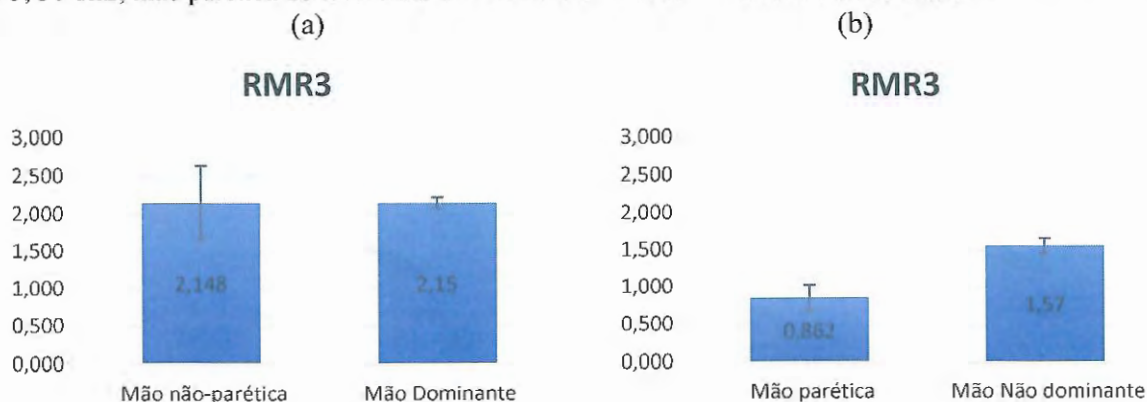
Entre a mão parética e a mão não dominante do controle, a comparação das variáveis mostrou que para RPMR1 (Figura 131 (b)) e para RMR3 (Figura 132 (b)) existe diferença significativa entre as mãos, com baixos valores para mão parética indicando baixa suavidade ou déficit.

Figura 131: Médias da variável RPMR1 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H19 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle.



Fonte: próprio autor

Figura 132: Médias da variável RMR3 (a) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão não-parética do paciente H09 e das três tentativas da mão dominante do controle; (b) das três tentativas das fases de pré, pós 3, 30 dias, mão parética do H09 e das três tentativas da mão não dominante do controle

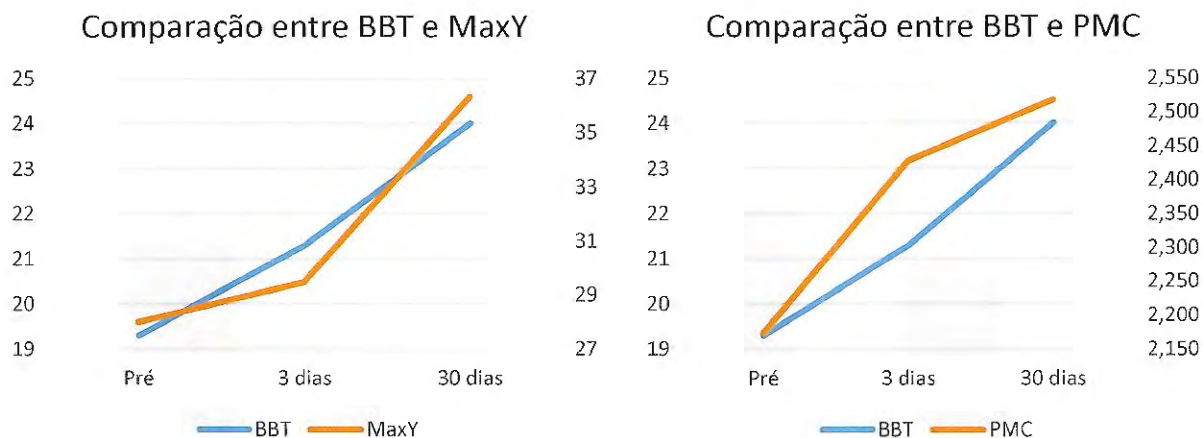


Fonte: próprio autor

#### 7.2.5.2.3. Análise comparativa entre variáveis do SPMM e testes padronizados

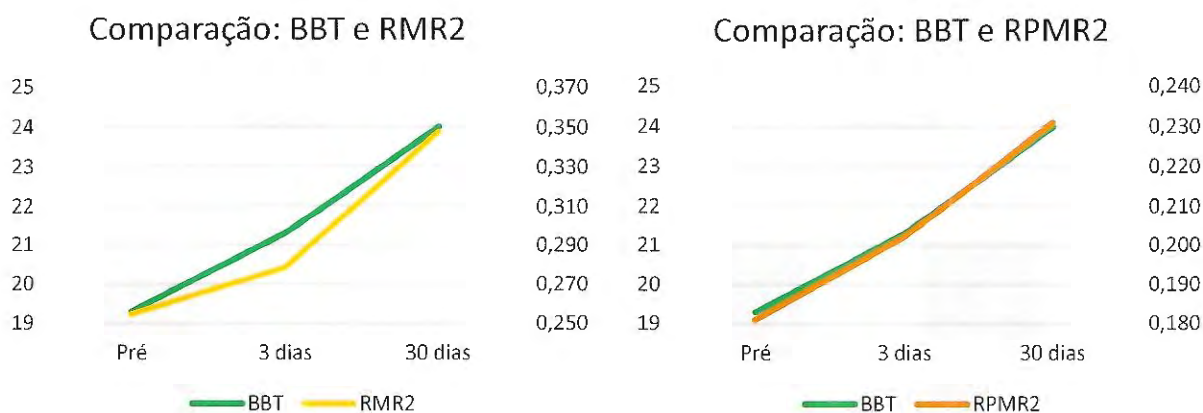
Na análise comparativa entre os dados da mão parética com resultados de testes padronizados do paciente H09, levando-se em conta os resultados do teste BBT que indicou pequena melhora na destreza do paciente, as variáveis cinemáticas que apresentaram melhor correlação foram a MaxY, PMC, RMR2 e RPMR2, como pode ser observado nas Figuras 133 (a) e (b), 134 (a) e (b) respectivamente.

Figura 133: Gráfico comparativo entre o teste BBT e a variável: (a) MaxY; (b) PMC



Fonte: próprio autor

Figura 134: Gráficos comparativos entre o teste BBT e as variáveis espectrais RMR2(a) e RPMR2(b)

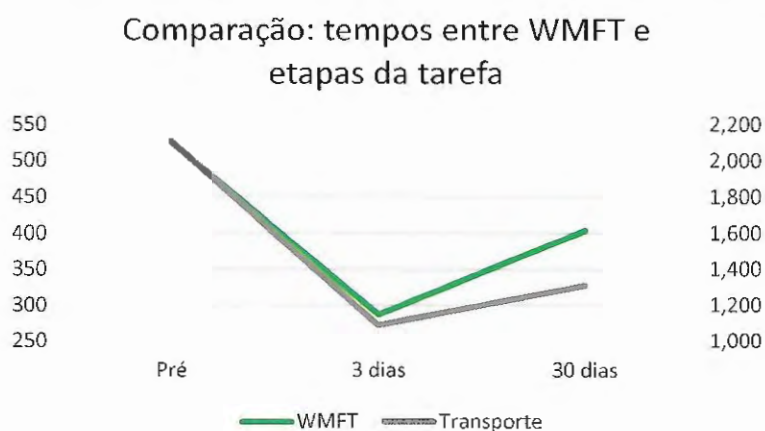


Fonte: próprio autor

Na análise comparativa entre os dados do teste WMFT e os tempos da tarefa (Figura 135), o tempo da etapa transporte acompanhou a tendência apresentada pelo índice WMFT, diminuiu no pós 3 dias e aumentou no pós 30 dias, mas não voltando aos valores apresentados na fase do pré.



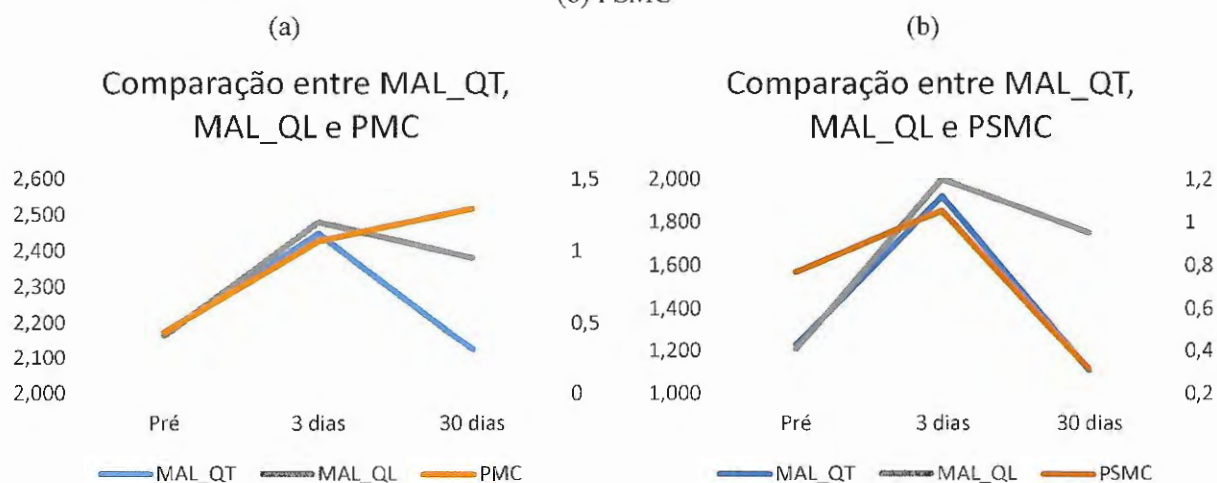
Figura 135: Gráfico comparativo entre o teste WMFT e etapa transporte da tarefa



Fonte: próprio autor

Os testes MAL\_QT e MAL\_QL entregaram resultados com a tendência apresentada pelo WMFT, melhora no pós 3 dias e recaída no pós 30 dias. A única variável que refletiu este comportamento foi a espectral PSMC (Figura 136 (b)). A variável espectral PMC entregou resultados compatíveis na fase pré e pós 3 dias, mas não no pós 30 dias (Figura 136 (a)).

Figura 136: Gráfico comparativo entre os testes MAL\_QT e MAL\_QL e as variáveis espectrais: (a) PMC e (b) PSMC

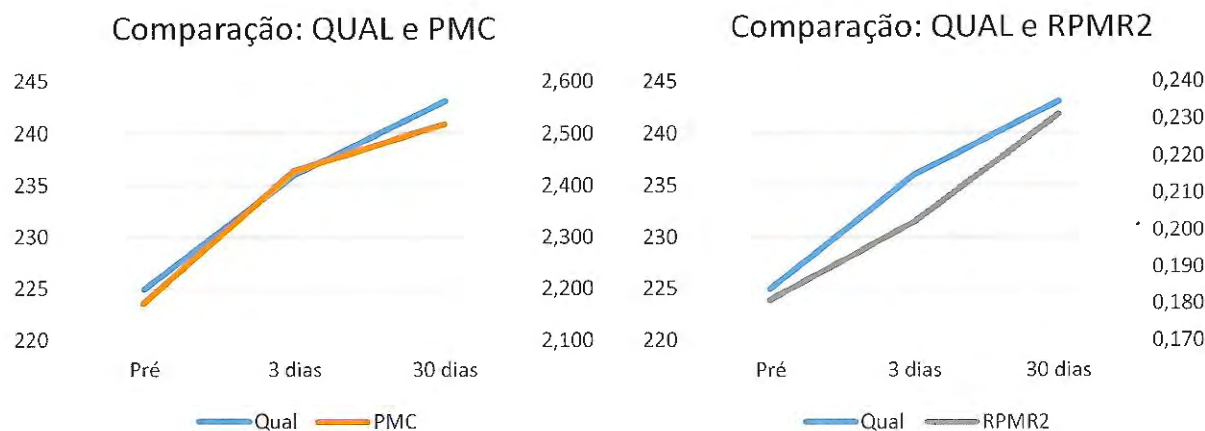


Fonte: próprio autor

Na análise comparativa entre os dados do teste QUAL da mão parética com resultados das variáveis cinemáticas, as que apresentaram melhor correlação foram a PMC e RPMR2, ambas indicando melhora no decorrer das fases (Figura 137).



Figura 137: Gráfico comparativo entre o teste QUAL e a variável espectral: (a) PMC; (b) RPMR2



Fonte: próprio autor

#### 7.2.5.2.4. Conclusões - paciente H09

A comparação entre a mão parética e a não-parética do paciente H09, mostrou diferença com significância estatística no tempo de acomodação, na variável MaxY e em todas as variáveis espectrais, podendo-se concluir que o SPMM foi sensível para detectar déficit motor na mão parética quando comparada à mão não-parética.

Ao longo das fases de coleta, para a mão não-parética não foi observada diferença no tempo de acomodação, mas os tempos de transporte e retorno apresentaram diferença. No pós 3 dias o paciente executou a tarefa mais rapidamente que no pré, e no pós 30 dias a diferença destes tempos não é significativa. As variáveis temporais MaxY e MVA e todas as variáveis espectrais não apresentaram diferença significativa ao longo das fases para a mão não-parética.

A mão parética apresentou uma diferença elevada nos tempos da fase de acomodação com elevado desvio padrão no cálculo das médias, e este achado é explicado por dois fatos, primeiro, na fase de pré tratamento, o tempo de acomodação foi muito pequeno, nesta fase o paciente executou a tarefa minimamente, com muita dificuldade justificada pela perda de força e coordenação; segundo, pela demora na acomodação da primeira tentativa do pós 3 dias. As variáveis temporais MaxY e MVA não mostraram alterações durante as fases de coletas para a mão parética. Somente as variáveis espectrais PMC e RMR2 apresentaram alterações durante as fases, mas sem significância. Podendo-se concluir que as variáveis cinemáticas foram pouco sensíveis para diferenciar as fases de coleta.

Analisando-se os testes padronizados, paciente apresentou pequena melhora, mas não a mudança comportamental suficiente para manter ganhos e melhorar efetivamente. Na fase do pós 30 dias, recaiu na quantidade (teste MAL\_QT) e pontuou menos que na fase do pré, sempre com valores

indicando assimetria no uso. A variável cinemática que melhor representou este comportamento ao longo das fases de coleta foi a PSMC, variável que durante os estudos não foi utilizada, e que para este caso mostra seu poder discriminativo.

Na função motora grossa (teste WMFT), o resultado apresentou o mesmo comportamento, com a diferença do tempo do pós 30 dias não ter voltado ao padrão do pré. A variável cinemática do SPMM que melhor representou este resultado foi o tempo de transporte da tarefa.

Agora na destreza, pelos resultados do teste BBT, paciente H09 aumentou o uso e manteve a melhora, mas com baixo índice de aumento, indicando melhora mínima. As variáveis cinemáticas que melhor representaram este resultado de leve melhora na destreza foram as espectrais PMC, RMR2 e RPMR2, e a espacial MaxY. O teste QUAL também refletiu este comportamento e as variáveis PMC e RPMR2 acompanharam este resultado.

De forma geral, e do ponto de vista clínico, o resultado das avaliações padronizadas é uma pequena melhora com o treinamento, não mantida com o tempo, comprovando a falta da mudança comportamental do paciente.

## 7.2.6. Análise geral

### 7.2.6.1. Análise cinemática

Nesta seção os dados de todos os pacientes foram utilizados para comparação entre mão parética e mão não-parética afetada pelo AVC, na busca pelas variáveis/atributos mais relevantes/sensíveis, analisando-se média $\pm$ desvio padrão, significância estatística pelos testes Anova e t-teste com  $p < 0,05$ , e dispersão dos dados.

Anteriormente a esta análise, foi feita análise de redundância das variáveis visando reduzir o conjunto experimental, ou obter um menor conjunto de indicadores para posterior análise de relevância. Foram utilizadas as médias e desvios padrão das variáveis propostas na metodologia, seção 4.2, em uma análise das correlações entre as variáveis realizada no Matlab para auxiliar a busca por redundâncias, com o objetivo de diminuir o conjunto de análise. Os resultados das correlações estão apresentados na Tabela 15.

Analisando por partes esses resultados, a variável tempo de acomodação apresentou alta correlação com o tempo total da tarefa, pois foi no tempo de acomodação que houve maior variação de dados, indicando este tempo como o mais relevante da tarefa. As variáveis MaxY e MVA não apresentaram correlações altas com outras variáveis, portanto, não apresentam redundâncias e foram utilizadas para os estudos. As variáveis PMC e PP apresentaram alta correlação. Foi tomada decisão de eliminar a PP e manter PMC nos estudos, pois o pico máximo pode não ser o primeiro. A próxima

variável é a PSMC, segundo maior pico, que apresentou correlação moderada com o PMC e foi considerada redundante para os estudos. As variáveis FPMC, FPSMC e FPP que são as frequências relativas aos picos não apresentaram redundâncias, mas mesmo assim, não foram utilizadas nos estudos, e podem ser oportunidades de estudos futuros. As variáveis espectrais RMR1, RMR2 e RMR3 que relacionam movimento/ruído do movimento apresentaram alta correlação entre si e portanto, existência de redundância. Desta forma, RMR2 não foi considerada nos estudos, RMR1 e RMR3 foram mantidas. O mesmo raciocínio para RPMR1, 2 e 3, e por último, a R2MP também apresentou alta correlação com as outras variáveis espectrais, mas foi tomada a decisão de mantê-la como parte do estudo geral.

Tabela 15: Correlações entre as variáveis cinemáticas calculadas com dados de todos os pacientes do estudo

	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	PP	FPP	RMR1	RMR2	RPMR1	RPMR2	NP50	NP15	RMR3	RPMR3	R2MP
Acomodação	1,00	0,07	-0,09	0,91	-0,45	-0,18	-0,42	0,00	-0,25	-0,14	-0,47	-0,49	-0,36	-0,35	-0,33	-0,30	0,79	0,81	-0,34	-0,29	-0,45
Transporte	0,07	1,00	0,35	0,39	0,24	0,08	-0,11	-0,23	0,21	0,05	-0,11	-0,58	-0,19	-0,21	-0,17	-0,29	0,39	0,39	-0,14	-0,05	-0,38
Retorno	-0,09	0,35	1,00	0,27	-0,21	-0,22	-0,38	-0,14	-0,16	0,25	-0,36	-0,33	-0,46	-0,38	-0,45	-0,46	0,16	0,21	-0,44	-0,39	-0,51
Total	0,91	0,39	0,27	1,00	-0,41	-0,21	-0,51	-0,13	-0,22	-0,07	-0,55	-0,66	-0,49	-0,47	-0,46	-0,47	0,86	0,89	-0,45	-0,37	-0,63
MaxY	-0,45	0,24	-0,21	-0,41	1,00	0,05	0,74	-0,30	0,44	0,06	0,75	0,14	0,54	0,58	0,50	0,54	-0,36	-0,41	0,48	0,45	0,54
NP50	0,79	0,39	0,16	0,86	-0,36	-0,17	-0,57	-0,04	-0,28	0,01	-0,61	-0,62	-0,47	-0,43	-0,49	-0,47	1,00	0,98	-0,39	-0,37	-0,65
PMC	-0,42	-0,11	-0,38	-0,51	0,74	0,03	1,00	-0,16	0,51	-0,34	0,99	0,31	0,80	0,77	0,74	0,75	-0,57	-0,58	0,70	0,65	0,78
FPMC	0,00	-0,23	-0,14	-0,13	-0,30	0,09	-0,16	1,00	0,01	0,19	-0,17	0,11	-0,12	-0,19	-0,12	-0,10	-0,04	-0,04	-0,16	-0,15	-0,08
PSMC	-0,25	0,21	-0,16	-0,22	0,44	0,26	0,51	0,01	1,00	-0,10	0,50	-0,02	0,33	0,10	0,40	0,12	-0,28	-0,25	0,27	0,41	0,30
FSPMC	-0,14	0,05	0,25	-0,07	0,06	-0,16	-0,34	0,19	-0,10	1,00	-0,31	0,05	-0,54	-0,45	-0,52	-0,31	0,01	0,04	-0,54	-0,55	-0,35
PP	-0,47	-0,11	-0,36	-0,55	0,75	0,04	0,99	-0,17	0,50	-0,31	1,00	0,34	0,80	0,77	0,74	0,75	-0,61	-0,62	0,70	0,66	0,78
FPP	-0,49	-0,58	-0,33	-0,66	0,14	-0,02	0,31	0,11	-0,02	0,05	0,34	1,00	0,30	0,28	0,23	0,46	-0,62	-0,64	0,30	0,18	0,53
RMR1	-0,36	-0,19	-0,46	-0,49	0,54	0,29	0,80	-0,12	0,33	-0,54	0,80	0,30	1,00	0,89	0,92	0,81	-0,47	-0,53	0,90	0,84	0,88
RMR2	-0,35	-0,21	-0,38	-0,47	0,58	0,13	0,77	-0,19	0,10	-0,45	0,77	0,28	0,89	1,00	0,82	0,83	-0,43	-0,50	0,84	0,73	0,83
RPMR1	-0,33	-0,17	-0,45	-0,46	0,50	0,29	0,74	-0,12	0,40	-0,52	0,74	0,23	0,92	0,82	1,00	0,78	-0,49	-0,54	0,88	0,92	0,89
RPMR2	-0,30	-0,29	-0,46	-0,47	0,54	0,08	0,75	-0,10	0,12	-0,31	0,75	0,46	0,81	0,83	0,78	1,00	-0,47	-0,54	0,79	0,69	0,90
NP15	0,81	0,39	0,21	0,89	-0,41	-0,16	-0,58	-0,04	-0,25	0,04	-0,62	-0,64	-0,53	-0,50	-0,54	-0,54	0,98	1,00	-0,48	-0,44	-0,71
MVA	-0,18	0,08	-0,22	-0,21	0,05	1,00	0,03	0,09	0,26	-0,16	0,04	-0,02	0,29	0,13	0,29	0,08	-0,17	-0,16	0,23	0,27	0,16
RMR3	-0,34	-0,14	-0,44	-0,45	0,48	0,23	0,70	-0,16	0,27	-0,54	0,70	0,30	0,90	0,84	0,88	0,79	-0,39	-0,48	1,00	0,91	0,85
RPMR3	-0,29	-0,05	-0,39	-0,37	0,45	0,27	0,65	-0,15	0,41	-0,55	0,66	0,18	0,84	0,73	0,92	0,69	-0,37	-0,44	0,91	1,00	0,79
R2MP	-0,45	-0,38	-0,51	-0,63	0,54	0,16	0,78	-0,08	0,30	-0,35	0,78	0,53	0,88	0,83	0,89	0,90	-0,65	-0,71	0,85	0,79	1,00

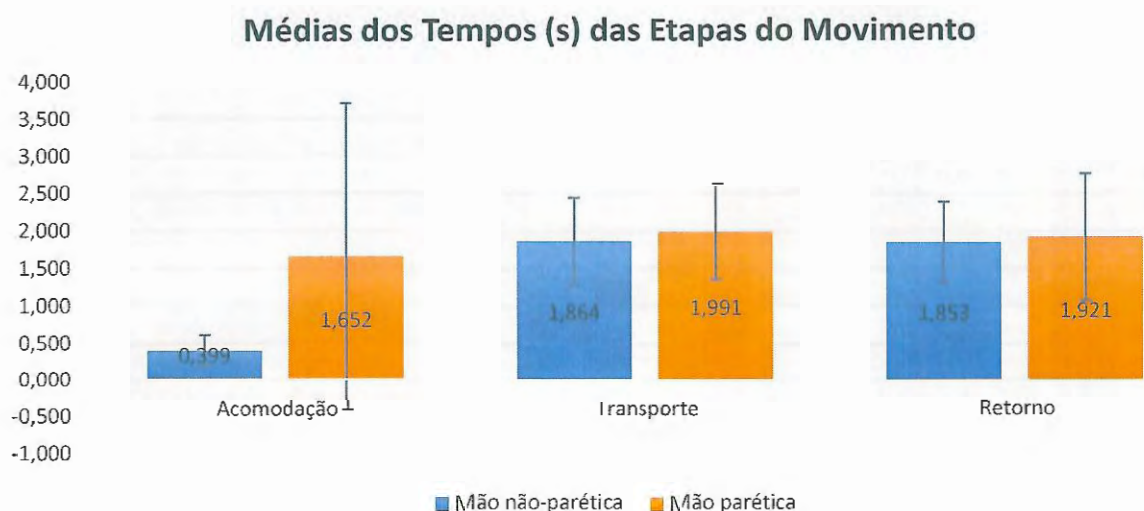
Fonte: próprio autor



## 1 – Tempos da tarefa

Na análise quantitativa levando-se em consideração os tempos das etapas da tarefa, acomodação, transporte e retorno e comparando-se dados da mão parética com mão não-parética de todos os pacientes (Figura 138), apenas as médias da acomodação apresentaram diferença entre as mãos. Apesar do alto valor de desvio padrão, a diferença tem significância estatística ( $p < 0,05$ ).

Figura 138: Médias dos tempos (s) das etapas da tarefa das quatro fases de coleta, mão parética e mão não-parética, todos os pacientes

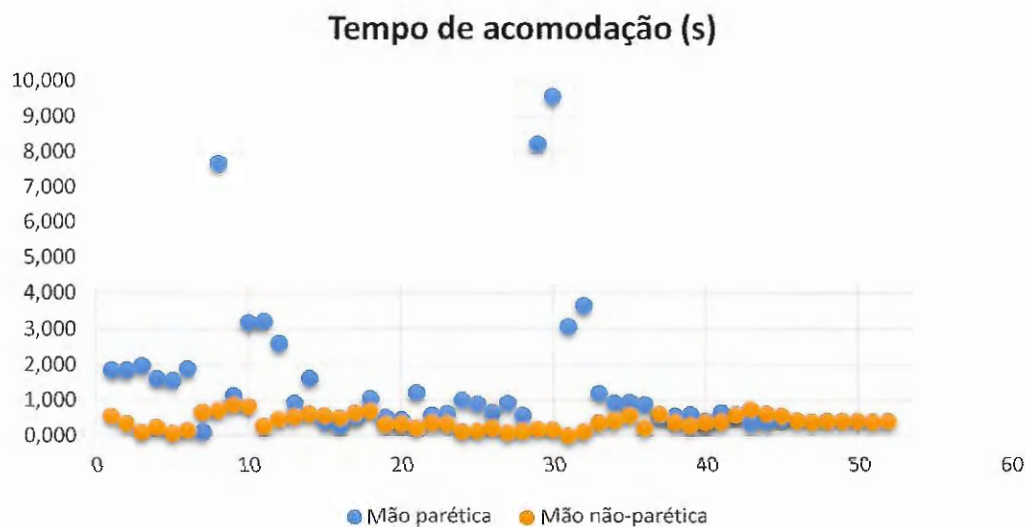


Fonte: próprio autor

Mas inspeção visual do gráfico de dispersão (Figura 139), que mostra o relacionamento das amostras da mão parética (em azul) e amostras da mão não-parética (em laranja), feita em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-parética, sugere uma separação com taxa de acerto próxima à 79,4% se adotarmos o tempo de acomodação igual a 0,89 s como classificador, indicando tempo de acomodação como um classificador de sensibilidade mediana quando utilizado de forma isolada.



Figura 139: Gráfico de dispersão das amostras da variável tempo de acomodação da mão parética e da mão não-parética

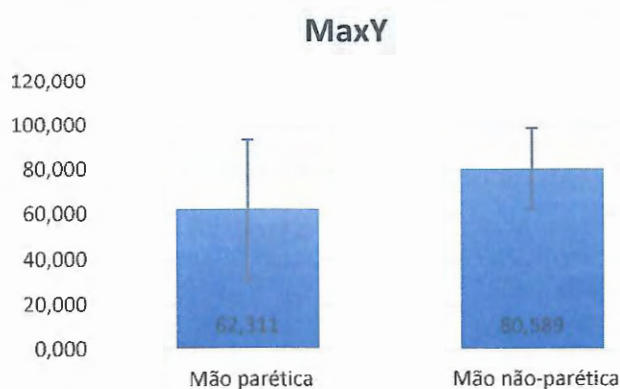


Fonte: próprio autor

## 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y)

Na análise da variável máxima inclinação em Y (MaxY), comparando-se mão parética e mão não-parética, como exibido no gráfico da Figura 140, existe diferença, mas sem significância estatística entre as médias das mãos.

Figura 140: Média da Máxima inclinação em Y (MaxY) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes.

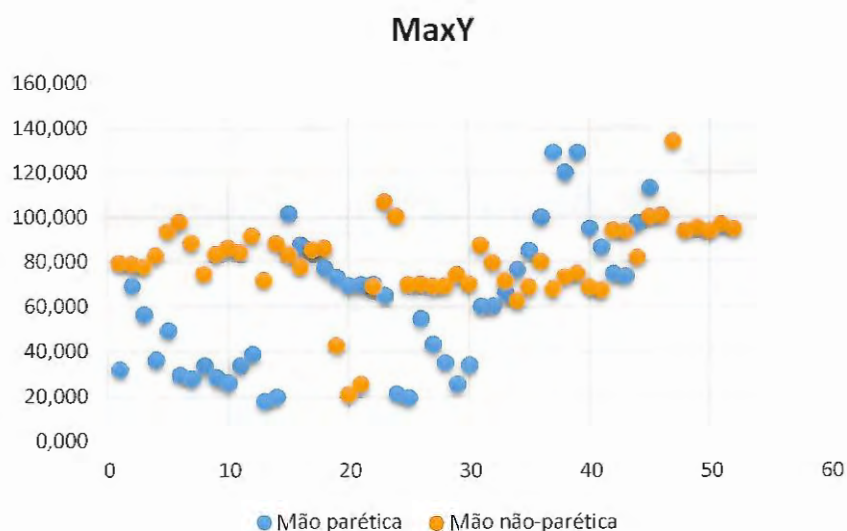


Fonte: próprio autor

A inspeção visual do gráfico de dispersão (Figura 141), que mostra o relacionamento das amostras da mão parética (em azul) e amostras da mão não-parética (em laranja), foi feita em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-

parética, e sugere uma separação com taxa de acerto próxima à 72% se adotarmos a inclinação máxima em Y igual à 65° como classificador. Esta etapa do estudo faz parte da análise de relevância da variável em classificar mão.

Figura 141: Gráfico de dispersão das amostras da variável MaxY da mão parética e da mão não-parética

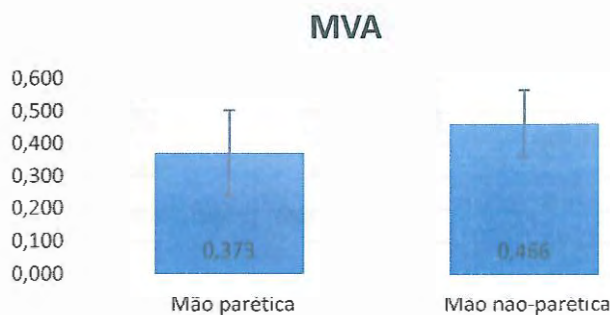


Fonte: próprio autor

### 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

Na análise temporal da métrica da velocidade angular (MVA), comparando-se mão parética e mão não-parética (Figura 142), existe diferença com significância estatística entre as médias do MVA ( $p = 0,0018$ ).

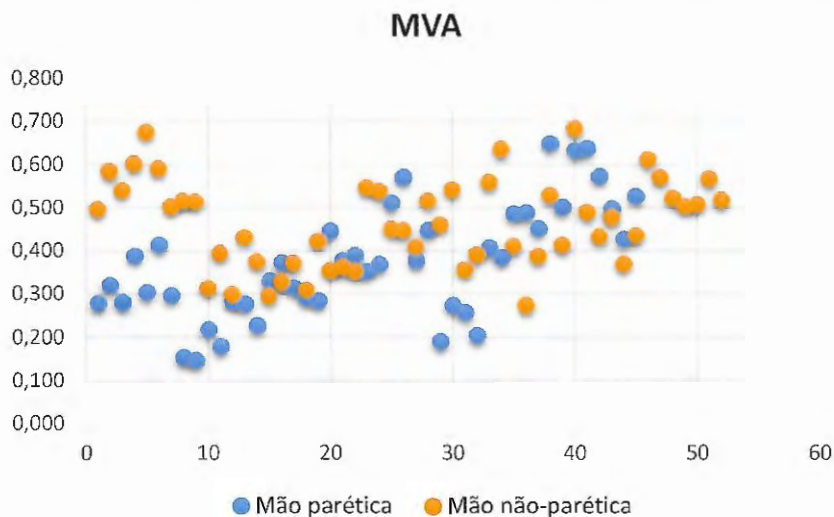
Figura 142: Média da métrica da velocidade angular (MVA) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes



Fonte: próprio autor

Mas a inspeção visual do gráfico de dispersão da variável MVA (Figura 143), feita em busca de duas concentrações diferentes de pontos referentes à mão parética e à mão não-parética, sugere uma separação entre as amostras com taxa de acerto igual à 65% se adotarmos  $MVA = 0,4$  como classificador. Em outras palavras, a variável MVA isolada, não tem indicação para ser utilizada como classificador por causa de sua baixa taxa de acerto.

Figura 143: Gráfico de dispersão das amostras da variável MVA da mão parética e da não-parética

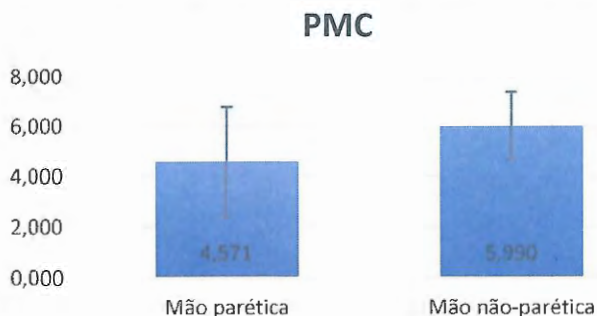


Fonte: próprio autor

#### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

Na análise da variável PMC (pico de maior coeficiente da frequência), comparando-se mão parética e mão não-parética (Figura 160), existe diferença com significância estatística entre as médias das mãos ( $p = 0,003$ ).

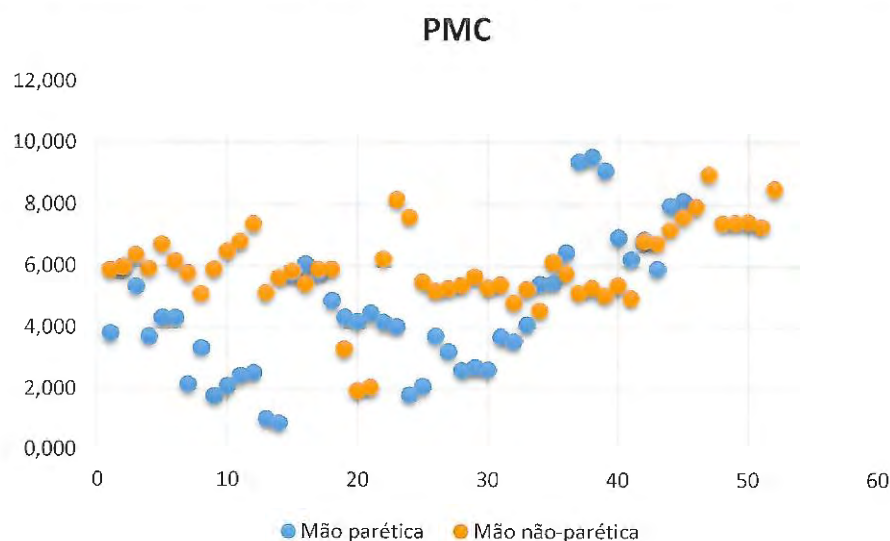
Figura 144: Média da variável PMC (pico de maior coeficiente da frequência) da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes



Fonte: próprio autor

Como parte da análise de relevância das variáveis em classificar mão, foi feita a inspeção visual do gráfico de dispersão da variável PMC (Figura 145), que mostra o relacionamento das amostras da mão parética (em azul) e amostras da mão não-parética (em laranja), em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-parética. Se a variável PMC for adotada como classificador e valor do coeficiente igual a 5 for fixado como divisor, a separação se dá com taxa de acerto igual à 80%, indicando PMC como um classificador de sensibilidade mediana quando utilizado de forma isolada.

Figura 145: Gráfico de dispersão das amostras da variável PMC da mão parética e da mão não-parética



Fonte: próprio autor

Dando sequência à análise das variáveis espectrais, para a variável RPMR1 (relação entre os picos de frequências entre 0 e 1 Hz e os demais picos), comparando-se mão parética e mão não-parética (Figura 146), existe diferença com significância estatística entre as médias das mãos e levando-se em consideração  $média \pm desvio\ padrão$ , pode-se detectar uma boa separação entre as classes.

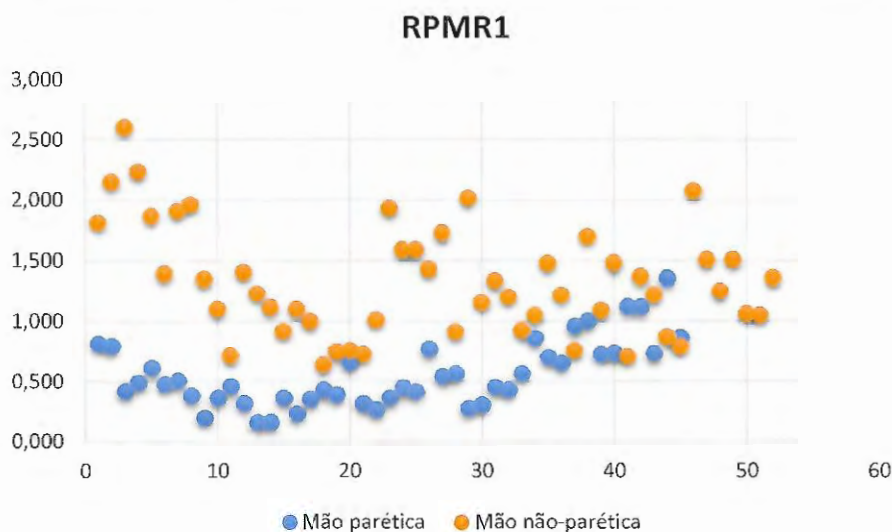
Figura 146: Média da variável RPMR1 da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes



Fonte: próprio autor

A inspeção visual do gráfico de dispersão da variável RPMR1 (Figura 147), em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-parética, indica que a variável RPMR1 pode ser utilizada como classificador se fixarmos valor igual 0,9, a separação se dá com taxa de acerto igual à 86%, indicando RPMR1 como um classificador de boa sensibilidade quando utilizado de forma isolada.

Figura 147: Gráfico de dispersão das amostras da variável RPMR1 da mão parética e da não-parética



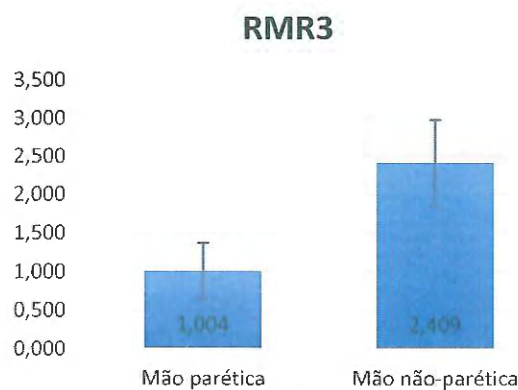
Fonte: próprio autor

Na análise da terceira variável espectral, a RMR3 (relação entre a soma dos coeficientes das frequências entre 0 e 2 Hz e a soma dos demais), comparando-se mão parética e mão não-parética (Figura 148), existe diferença com significância estatística entre as médias das mãos e



levando-se em consideração  $média \pm desvio$  padrão, também pode-se detectar uma separação muito boa entre as classes como no caso da variável anterior.

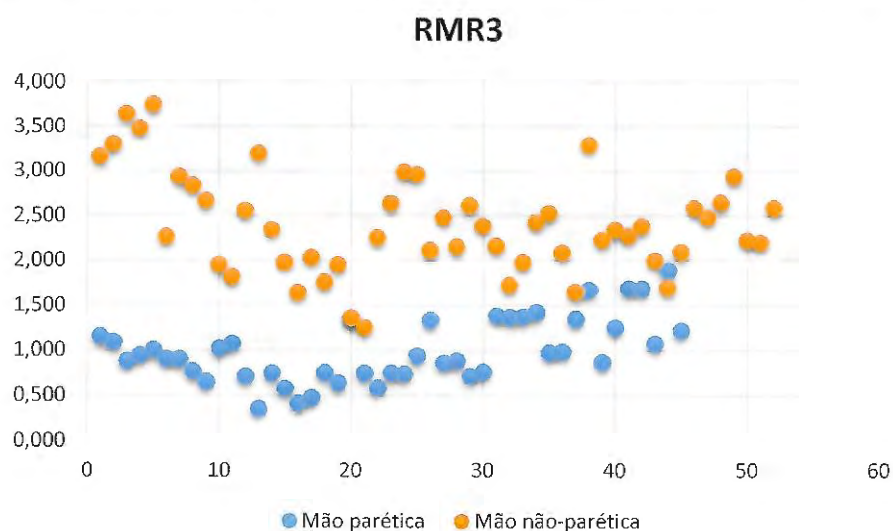
Figura 148: Média da variável RMR3 da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes



Fonte: próprio autor

A inspeção visual do gráfico de dispersão da variável RMR3 (Figura 149), em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-parética, indica que a variável RMR3 pode ser utilizada como classificador se fixarmos valor igual 1,5, a separação se dá com taxa de acerto igual à 93,8%, indicando RMR3 como um classificador de alta sensibilidade quando utilizado de forma isolada.

Figura 149: Gráfico de dispersão das amostras da variável RMR3 da mão parética e da não-parética



Fonte: próprio autor

Na análise da última variável espectral, a R2MP (relação entre a soma dos dois picos de maiores coeficientes e a soma dos demais), comparando-se mão parética e mão não-parética (Figura 150), existe diferença com significância estatística entre as médias das mãos e levando-se em consideração  $média \pm desvio\ padrão$ , também pode-se detectar novamente uma separação muito boa entre as classes.

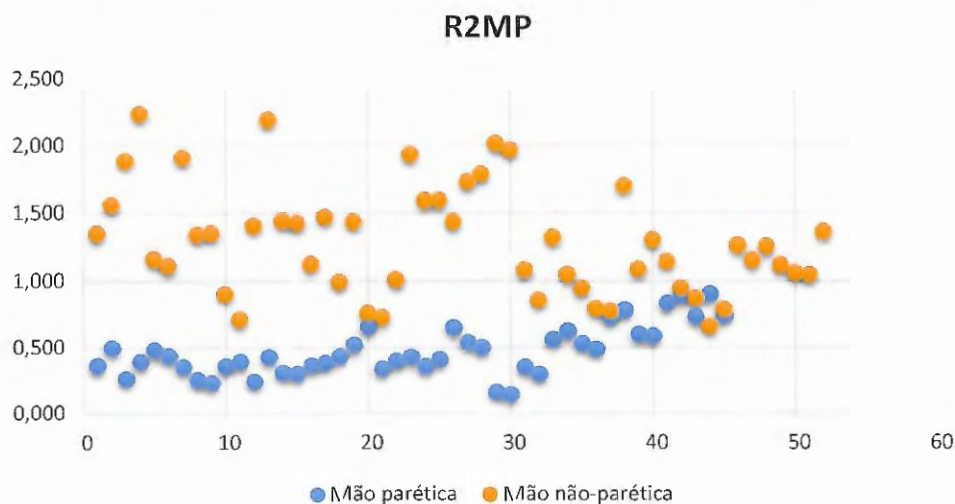
Figura 150: Média da variável R2MP da mão parética e mão não-parética de todas as coletas, de todas as fases, de todos os pacientes



Fonte: próprio autor

A inspeção visual do gráfico de dispersão da variável R2MP (Figura 151), em busca de duas concentrações diferentes de pontos, referentes à mão parética e à mão não-parética, indica que a variável R2MP pode ser utilizada como classificador se fixarmos valor igual 0,91, a separação se dá com taxa de acerto igual à 89,7%, indicando R2MP como um classificador de boa sensibilidade quando utilizado de forma isolada.

Figura 151: Gráfico de dispersão das amostras da variável R2MP da mão parética e da não-parética



Fonte: próprio autor

### 7.2.6.2. Mineração de dados

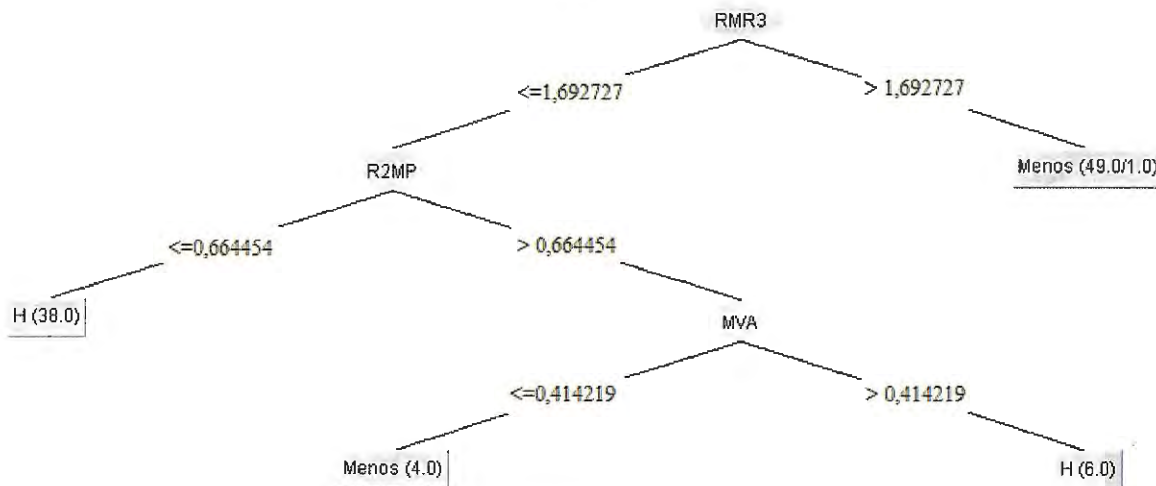
Nesta seção é feita a mineração de dados, utilizando-se dados de todos os pacientes, de todas as coletas de todas as fases, por meio da implementação de código aberto (opensource) do algoritmo C4.5, também chamado de J48, disponível na ferramenta WEKA.

Também foi feita uma análise para ver poder discriminativo de cada variável em relação aos rótulos (classes), ou seja, análise de relevância das variáveis.

#### 7.2.6.2.1. Classificação por árvore de decisão (J48)

Em busca dos atributos ou variáveis mais importantes deste estudo, foi utilizado o algoritmo J48 da ferramenta Weka, conforme descrito na metodologia (seção 4.3), com objetivo de analisar a estrutura de árvore produzida, na qual o atributo mais relevante está na raiz da estrutura. Como resultado, a árvore de decisão exibida na Figura 152 foi retornada.

Figura 152: Árvore de decisão para seleção de atributos, estrutura produzida pelo algoritmo J48 (Weka)



Fonte: próprio autor

Informações de saída fornecidas pelo Weka, bem como resultado da validação cruzada, detalhamento por classe e matriz de confusão estão respectivamente exibidos nas tabelas 16, 17, 18, e 19.

Tabela 16: Informações de saída do algoritmo J48

Modelo:	Classificação
Modo de teste:	10-fold cross-validation
Esquema:	weka.classifiers.trees.J48 -C 0.25 -M 2
Instâncias:	total de 97
Atributos:	total de 17 (Mao, Acomodação, Transporte, Retorno, Total, MaxY, MVA, PMC, PSMC, PP, RMR1, RMR2, RPMR1, RPMR2, RMR3, RPMR3, R2MP)

Fonte: próprio autor

Detalhes da árvore de decisão:

RMR3  $\leq$  1,692727

| R2MP  $\leq$  0.247859: Parética (38.0)

| R2MP  $>$  0.247859

    MVA  $\leq$  0.496753: não-parética (4.0)

    MVA  $>$  0.496753: parética (6.0)

RMR3  $>$  1,692727: não-parética (49/1)

Onde o número de folhas é igual a 4 e o tamanho da árvore é igual a 7.

Tabela 17: Resultado da validação cruzada:

Número total de instâncias	97	
Instâncias classificadas corretamente	93	95,8763 %
Instâncias classificadas incorretamente	4	4,1237 %
Erro absoluto médio	0,0478	
Erro absoluto relative	9,5932 %	

Fonte: próprio autor

Tabela 18: Detalhamento por classe:

Classe	Taxa de verdadeiro positivo	Taxa de falso positivo
Parética	0,978	0,058
Não-parética	0,942	0,022

Fonte: próprio autor

Tabela 19: Matriz de Confusão:

	Parética	Não-parética	Classificado como
Parética	44	1	Parética
Não-parética	3	49	Não-parética

Fonte: próprio autor

De acordo com o resultado acima apresentado, pode-se concluir que a estratégia utilizada culminou em uma classificação de padrões com a capacidade de distinguir lado parético com uma precisão de 95,87%, onde foi observado que a variável espectral RMR3 tem a contribuição mais significativa, por se tratar do atributo raiz da árvore de decisão.

### 7.2.6.2.2. Seleção de atributos

Os dados da análise de valor preditivo estão representados na Figura 153. Fazendo uso do método `InfoGainAttributeEval`, foi avaliada a relevância dos atributos ou variáveis cinemáticas em classificar mão parética. As informações da rodada do algoritmo estão apresentadas na Tabela 20.

Os parâmetros são classificados de acordo com seu valor preditivo que mede o grau de correlação com a classe. Esse método permite avaliar individualmente a habilidade preditiva de cada atributo e o grau de redundância entre eles. Valores mais altos são obtidos para aqueles que são altamente correlacionados com a classe 1. As variáveis R2MP, RPMR3 e RMR3 foram reveladas como os melhores preditores.

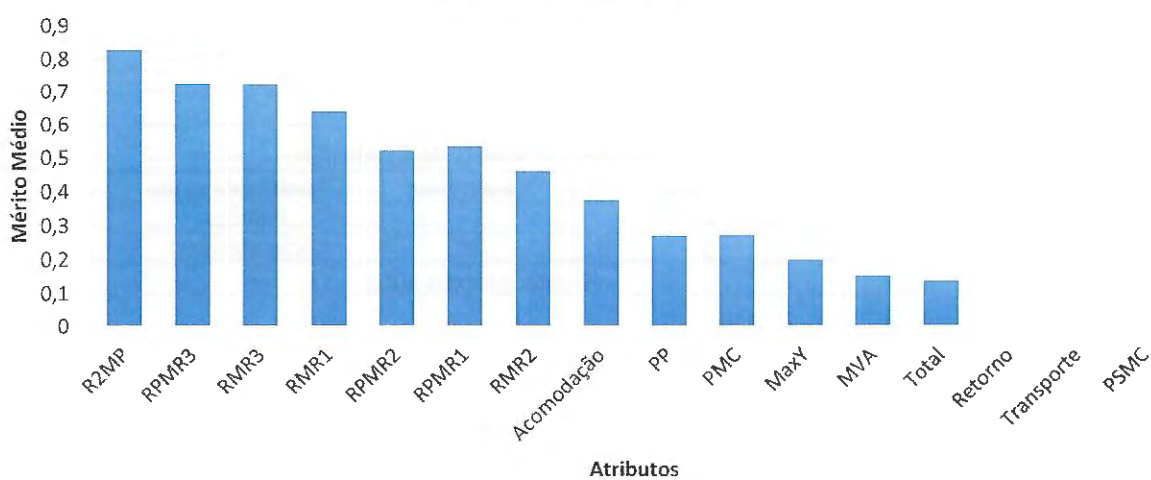
Essa tarefa foi essencial para discriminar os recursos mais interessantes a serem incluídos num modelo de classificação para a aplicação.

Tabela 20: Informações de saída do algoritmo

<b>Avaliador:</b>	<code>weka.attributeSelection.InfoGainAttributeEval</code>
<b>Pesquisador:</b>	<code>weka.attributeSelection.Ranker -T -1.7976931348623157E308 -N -1</code>
<b>Instâncias:</b>	97
<b>Atributos:</b>	17
<b>Modo de avaliação:</b>	10-fold cross-validation

Fonte: próprio autor

Figura 153: Análise de valor preditivo baseada no mérito médio (medidas numérica retiradas da ferramenta Weka 3.8.3)



Fonte: próprio autor



### 7.2.7. Análise Dados de Controle

Como dados de controle para análise pareada, foram convocados 4 homens saudáveis, sem histórico de AVC. O indivíduo que nomeamos de C3 informou no momento da coleta sofrer de tremor não diagnosticado, portanto foi excluído do estudo. Tabela 21 contém dados dos indivíduos, idade, data de nascimento, peso, altura, e força do paciente medidos no momento anterior às coletas. Como observação, as idades foram calculadas em 08/11/2018.

Tabela 21: Dados dos indivíduos controle (Estudo 3).

Controle	Idade	Data Nascimento	Peso (kg)	Altura (m)	Força de Preensão D	Força de Preensão E	Força de Pinça D	Força de Pinça E
C1	59	07/07/1959	75,5	1,75	91,67	77,67	15,33	15
C2	61	20/11/1956	74	1,62	91,33	95,33	8,67	10
C4	72	20/03/1946	80	1,89	76,67	70	14,67	13

Fonte: próprio autor

Nas Tabelas 51, 52, 53, 54, 55 e 56 do Anexo 2, estão os resultados de todas as variáveis cinemáticas obtidas nas coletas das mãos esquerda e direita dos três indivíduos de controle.

#### 2 – Inclinação do dispositivo no plano sagital (eixo Y) – variável MaxY

A análise comparativa das médias das inclinações máximas no plano sagital do indivíduo (variável MaxY) das 3 tentativas dos 3 indivíduos do controle da mão dominante com a mão não dominante (Figura 154), não mostrou bons resultados para diferenciar as mãos ( $p = 0,21$ ). Em outras palavras, a variável MaxY não apresentou sensibilidade para diferenciar as mãos do controle.

Figura 154: Média da Inclinação Máxima em Y das 3 tentativas dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante



Fonte: próprio autor

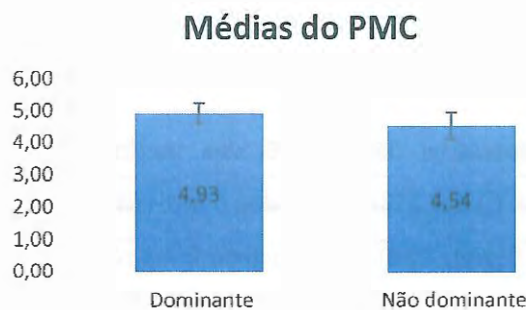
### 3 – Suavidade na análise temporal da velocidade angular

Análise comparativa da variável MVA para os dados do controle, não demonstrou bom resultado para diferenciar mão dominante da mão não dominante, com valores praticamente iguais,  $MVA = 0,49$  para as mãos. Ou seja, variável MVA não foi sensível para diferenciar mão dominante da não dominante dos indivíduos de controle.

### 4 – Suavidade na Análise espectral (domínio da frequência)

Análise comparativa das variáveis espectrais apresentou bons resultados para diferenciar mão dominante da mão não dominante dos indivíduos do grupo controle, levando-se em consideração os dados das 3 tentativas, nas variáveis PMC (Figura 155), RPMR1 (Figura 156) e RMR3 (Figura 157) mostraram significância estatística com  $p < 0,05$ . Portanto as variáveis espectrais foram sensíveis para detectar diferenças entre a mão dominante e a mão não dominante.

Figura 155: Médias da variável espectral PMC das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante



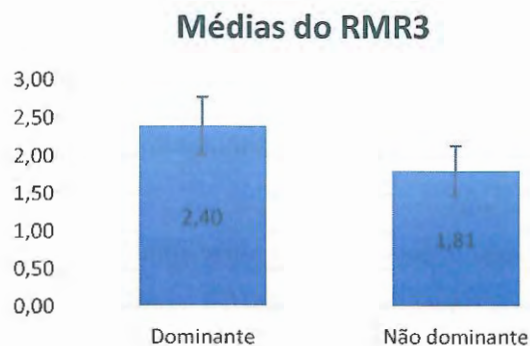
Fonte: próprio autor

Figura 156: Médias da variável espectral RPMR1 das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante



Fonte: próprio autor

Figura 157: Médias da variável espectral RMR3 das três tentativas, dos 3 indivíduos do controle, mão dominante e mão não dominante



Fonte: próprio autor

### 7.2.8. Conclusões Gerais do Estudo 3

A análise cinemática neste experimento possibilitou confirmar os padrões no domínio espaço-temporal das três diferentes etapas do movimento: acomodação, transporte e retorno, como nos estudos anteriores. Foi possível calcular métrica similar ao trabalho de Scalona et al. (2018), com dados da velocidade de rotação no plano sagital do indivíduo.

Gráficos da inclinação do dispositivo no plano sagital do paciente em relação ao tempo foram traçados para todas as tentativas dos indivíduos participantes do estudo, e mediante análise qualitativa, pôde ser observado baixos valores na inclinação máxima relativos à mão parética de alguns pacientes, na fase do pré tratamento, indicando dificuldade na execução do movimento de beber água. Também foi possível visualizar presença de oscilação (ajustes e tremor) durante o movimento realizado pela mão parética.

Para complementar a análise cinemática e com intuito de ampliar as possibilidades de identificação do déficit de membro superior, ou seja, descobrir mecanismos para determinar ou classificar o lado parético de acordo com o desempenho e a suavidade apresentados na tarefa, uma análise espectral foi introduzida e, por meio de uma transformada rápida de Fourier aplicada no sinal da velocidade angular, no plano sagital do indivíduo, da tarefa de beber água, novas variáveis no domínio da frequência foram propostas. Essas variáveis mostraram seu poder discriminativo em detectar mão parética em todos os casos estudados qualitativa e quantitativamente (Tabela 58).

Na análise dos gráficos de dispersão, com dados de todos os pacientes deste estudo, as variáveis espectrais se mostraram mais relevantes que as variáveis temporais, com maior poder discriminativo em classificar mão, com destaque à RMR3 e RPMR1, variáveis que

apresentaram as melhores separações dos conjuntos de dados. As variáveis R2MP e PMC mostraram poder discriminativo mediano, enquanto as variáveis tempo de acomodação, MVA e MaxY mostraram baixa relevância.

Na comparação dos resultados das variáveis cinemáticas com os resultados dos testes padronizados, as melhores correlações encontradas foram: PMC e MAL; MaxY, espectrais e BBT; PMC, RPMR2 e QUAL.

O melhor resultado observado na análise qualitativa dos gráficos de dispersão foi o poder discriminativo da variável espectral RMR3, confirmado pelos resultados dos algoritmos propostos na mineração de dados. O algoritmo para seleção de atributos que avalia a relevância das variáveis em classificar mão, mostrou o poder discriminativo das variáveis cinemáticas espectrais R2MP, RPMR3 e RMR3 que relacionam frequências entre 0 e 2 Hz com frequências entre 2 e 15 Hz, e apresentaram os maiores valores de mérito médio. O resultado do algoritmo J48 confirmou o achado pertinente à variável RMR3 pois como resultado da árvore de decisão, o algoritmo utilizou esta variável como nó principal.

## 8 DISCUSSÃO

O estudo de déficit motor dos membros superiores, como consequência de problemas neurológicos, requer a investigação de grandezas físicas presentes em funcionalidades específicas de manipulação. Estas medidas, cinemáticas, de qualidade de movimentos e preensão, além de colaborar com a avaliação quantitativa do déficit motor também podem auxiliar a ampliar o conhecimento sobre a biomecânica de membros superiores, o que pode levar à melhoria das estratégias de reabilitação e ao desenvolvimento de novas tecnologias para reabilitação. Adicionalmente, a correlação das perdas de funcionalidade com as regiões afetadas por um acidente neural pode auxiliar no entendimento de como os movimentos são controlados.

Geralmente, estas grandezas físicas são obtidas por sistemas específicos de aquisição de movimento, como exemplo os sistemas baseados em câmeras com marcadores ativos e passivos posicionados sobre o corpo para capturar movimento, dinamômetros para aquisição de força de preensão, acelerômetros para estimar gasto energético, entre outros sistemas já bem estabelecidos.

Os sistemas baseados em câmeras requerem instalações em salas com preparação especial de acordo com a tecnologia do dispositivo, o que requer locomoção dos indivíduos para o local de instalação do equipamento. Esta atividade torna-se mais difícil para indivíduos com comprometimento motor severo. Em outros casos, onde dois ou mais dispositivos são utilizados em exercícios distintos, as medidas são adquiridas em repetições diferentes de uma tarefa (protocolo de movimento) levando-se em conta a dificuldade de se integrar e sincronizar toda a aquisição de dados. Na maioria dos casos torna-se difícil avaliar uma correlação espaço-temporal entre os dados ou mesmo sinergias pois as medidas não são realizadas a partir de um mesmo movimento.

Neste trabalho de pesquisa, o dispositivo SPMM, que faz medidas simultâneas e em sincronismo do movimento de membro superior com preensão, e tem como característica ser portátil, de tamanho compacto e requerer tempo reduzido para avaliação mediante execução de uma tarefa funcional que envolva preensão, é estudado. O SPMM faz aquisição de dados de forma determinística e se baseia em grandezas físicas como tempo, ângulos de Euler, velocidade e aceleração, também em informações extraídas de imagens da preensão, que são a base para proposta de métodos de análise para avaliações quantitativas e qualitativas de membro superior.

Um total de 23 grandezas físicas foram medidas em cada tentativa da tarefa funcional proposta (“beber água”), sendo 22 pela IMU e 1 pela câmera. Este grande número de dados



adquiridos em uma única tentativa e a possibilidade de comparações, chamam a atenção para o uso potencial do dispositivo SPMM em estudos experimentais de membros superiores. Adicionando-se a isto, o sincronismo de aquisição dessas medidas indica a capacidade de análise funcional envolvendo as relações espaciais, temporais e espectrais. Neste contexto, três estudos foram realizados, onde os dados dos experimentos com 47 crianças típicas foram analisados de acordo com métricas existentes na literatura como variáveis temporais e índice de retidão; dados de quatro pacientes crônicos de AVC que estavam sendo submetidos à tratamento de reabilitação na AACD foram analisados na fase pré tratamento, sendo 2 avaliados também na fase pós tratamento; e dados de cinco pacientes também crônicos de AVC, participantes do trabalho de Da Silva<sup>8</sup> (2018, em fase de elaboração) foram analisados em quatro fases de coleta, pré tratamento, pós 3, 30 e 90 dias.

O objetivo desta pesquisa foi estudar a capacidade de avaliação de movimento e apreensão do dispositivo SPMM mediante a execução da tarefa funcional “beber água”, comparando indicadores obtidos através dos dados dos sensores, do membro superior parético com os indicadores do não-parético em indivíduos crônicos de AVC. Também comparar indicadores do membro não-parético com indicadores do membro dominante de indivíduo controle e do membro parético com o não dominante do controle. Outra possibilidade foi comparar dados do SPMM com dados de testes padronizados. Como objetivo secundário, estudar a capacidade de avaliação de progresso mediante processo de reabilitação de membro superior.

#### **A. Análise Cinemática**

A análise cinemática possibilitou encontrar padrões no domínio espaço-temporal como as três diferentes etapas do movimento: acomodação, transporte e retorno. Esta análise foi confirmada nos três estudos conduzidos. A identificação da primeira fase foi possível mediante a análise conjunta de dados das acelerações e do deslocamento angular no plano sagital. Análise das acelerações identificou a interação com o objeto e desta forma foi possível determinar o instante de contato com o objeto, bem como o instante de toque na mesa ao final da etapa de retorno. Estes momentos não podem ser identificados apenas a partir de dados de movimento, como os obtidos por um sistema à base de câmeras, como citado anteriormente.

No estudo 1 que contemplou uma análise preliminar do SPMM com crianças típicas, na análise quantitativa dos dados dos tempos das etapas da tarefa entre os gêneros, foi encontrada

---

<sup>8</sup> DA SILVA, E.S.M. *Estudo do efeito do exercício aeróbico associado à terapia de contensão induzida em indivíduos hemiparéticos crônicos*. São Carlos: UFSCAR, 2018. Doutorado em andamento.

diferença significativa no tempo total de duração do movimento entre meninos e meninas, meninos foram mais rápidos. Na comparação dos dados dos tempos das etapas entre as idades das crianças, os resultados revelaram que na fase de acomodação houve uma tendência de redução no tempo com o incremento da idade, mas sem diferença significativa. Levando-se em consideração o tempo total da tarefa, as crianças de 5 anos foram mais rápidas que as de 8 anos e que as de 10 anos. A métrica índice de retidão não mostrou diferenças entre gêneros ou entre idades.

Nos estudos 2 e 3 com pacientes crônicos de AVC, análises qualitativas das curvas das acelerações nos três planos e aceleração resultante, demonstraram déficit pela presença de ruído nas curvas, muitos picos de acelerações e desacelerações, indicando baixa suavidade no movimento. Análises qualitativas da inclinação do dispositivo no plano sagital do paciente, também demonstraram déficit, observado pelos baixos valores indicando que o paciente não inclinou ou inclinou muito pouco o dispositivo durante a tarefa de beber água, e também por inclinações relativas à ajustes ou tremor durante a execução da tarefa. Por meio desta curva da inclinação do dispositivo foi possível observar queda do dispositivo, inclinação para frente e para trás, características de déficit pois são padrões não esperados na tarefa de “beber água”.

No estudo 3, foi introduzida a investigação de métrica similar ao trabalho de Scalona et al. (2018), a variável cinemática MVA, cujo cálculo é a razão entre a média RMS do sinal da velocidade angular no plano sagital do indivíduo, compreendido entre o momento de toque da mão no copo e o final do movimento, e o pico de velocidade angular.

Também no estudo 3, uma análise quantitativa das variáveis cinemáticas temporais foi feita utilizando-se gráficos de dispersão, para comparação entre variáveis da mão parética e mão não-parética afetada dos indivíduos crônicos de AVC, e os resultados não foram satisfatórios, visualmente as amostras não se dividiram em dois conjuntos bem definidos de pontos. Os testes estatísticos (Anova e t-teste) mostraram poder discriminativo das variáveis temporais ( $p < 0,05$ ) para classificar déficit em 3 de 5 pacientes (Tabela 57).

Portanto uma transformação rápida de Fourier no sinal da velocidade angular do dispositivo no plano sagital do paciente foi proposta e variáveis espectrais foram criadas para novas investigações e análise da suavidade do movimento. Na análise qualitativa, o sinal da frequência relativa à velocidade angular do dispositivo no plano sagital de indivíduos saudáveis revelou picos de maiores amplitudes, inclusive o pico de amplitude máxima, na faixa da frequência compreendida entre 0 e 2 Hz, que segundo Elble e McNames (2016) representa o movimento humano voluntário e picos de baixa amplitude nas frequências entre 2 e 5 Hz, faixa relativa à movimento não voluntário, como ajuste e tremor (DEUSCHL et al., 1998). O sinal da

frequência de uma mão parética revelou na faixa entre 0 e 2 Hz maior número de picos, e picos na faixa entre 2 e 5 Hz de maiores amplitudes se comparado aos picos na mesma faixa relativa à um membro saudável, indicando a existência movimento não voluntário, como ajustes e tremor.

Desta forma, para o estudo 3, variáveis espectrais foram criadas relacionando a frequência relativa ao movimento humano voluntário com as demais frequências relativas a movimento não voluntário, com objetivo de quantificar a suavidade do movimento, quanto maior o valor, mais suave o movimento. Três intervalos de frequência foram testados, 0 a 0,5Hz, 0 a 1 Hz e 0 a 2Hz. No total, 15 variáveis espectrais foram propostas.

Foi realizado um estudo de redundâncias por análise de correlações entre as variáveis, com o objetivo de reduzir o conjunto experimental, e como resultado algumas variáveis espectrais foram descartadas, como as que relacionaram a faixa de frequência 0 a 0,5 Hz com a faixa 0,5 a 15 Hz. Apesar de não apresentarem redundâncias, também foram descartadas as frequências dos picos máximo, primeiro e segundo e as variáveis contendo número de picos (NP15 e NP50), abrindo oportunidades de explorações futuras.

Nas análises qualitativas dos gráficos de dispersão das variáveis espectrais do estudo 3, comparando dados da mão parética e da mão não-parética afetada pelo AVC, todas as variáveis mostraram boa separação entre os conjuntos de pontos. Portanto, as variáveis espectrais se mostraram mais relevantes que as variáveis temporais, com maior poder discriminativo em classificar mão nesta análise, com destaque à RMR3 e RPMR1, variáveis que apresentaram as melhores separações dos conjuntos de dados. As variáveis R2MP e PMC mostraram poder discriminativo mediano.

Nas análises quantitativas ( $p < 0,05$ ), todas as variáveis espectrais mostraram poder discriminativo em classificar mão (Tabela 59), sendo as variáveis PMC, PSMC e PP em 3 dos 5 pacientes e as variáveis espectrais que relacionam faixas de frequência nos 5 pacientes.

Também para o estudo 3 foram introduzidas duas técnicas de mineração de dados, o algoritmo para seleção de atributos que avalia a relevância das variáveis em classificar mão, mostrou o poder discriminativo das variáveis cinemáticas espectrais R2MP, RPMR3 e RMR3 que relacionam amplitudes do sinal das frequências entre 0 e 2 Hz com as amplitudes das frequências entre 2 e 15 Hz. Este achado do trabalho sinaliza a melhor relação das três possibilidades testadas: 0-0,5Hz, 0-1Hz e 0-2Hz; e vem de encontro ao descrito na pesquisa de Elble e Mcnames (2016) sobre o intervalo da frequência 0-2Hz compreender o movimento humano. As variáveis cinemáticas espectrais estudadas que relacionaram frequências entre 0 e 0,5Hz com 0,5 a 15 Hz, e 0 a 1Hz com 1 a 15Hz, mostraram menor poder discriminativo nesta

mesma técnica. As variáveis relativas ao primeiro intervalo (RMR2 e RPMR2), que haviam sido descartadas no estudo de redundâncias, foram inseridas na mineração de dados e o resultado destes atributos comprovou a decisão do descarte. A variável R2MP que relaciona os dois picos de maiores amplitudes com os demais, foi revelada com alto poder discriminativo. Como no estudo individual dos pacientes foi uma variável pouco explorada, sugerimos investigações desta variável em explorações futuras.

O principal achado desta pesquisa foi com relação ao poder discriminativo da variável espectral RMR3 que no algoritmo J48 do Weka (árvore de decisão) foi revelado como o nó principal da árvore. Como resposta, a árvore retornou 95,87% de acerto em classificar mão. Esta variável mostrou poder discriminativo em todas as análises feitas no estudo 3, na análise qualitativa dos gráficos de dispersão, nos testes estatísticos ( $p < 0,05$ ) e na mineração de dados, sendo a variável destaque nas duas abordagens propostas.

E como nó secundário da árvore de decisão (J48 do Weka) a variável cinemática MVA foi revelada com poder discriminativo, contrariando os achados qualitativos na análise do gráfico de dispersão e a análise quantitativa (p-valor) que no estudo 3 apresentou diferença significativa em classificar mão em 3 de 5 pacientes (Tabela 58).

Análises das variáveis cinemáticas, quantitativas e qualitativas, foram conduzidas ao longo das fases de coletas de forma individual para cada paciente do estudo 3, foram detalhadas nos estudos individuais e já discutidas ao final de cada um e por esta razão não serão aqui abordadas novamente

Análises pareadas dos pacientes do estudo 3 com indivíduos saudáveis da mesma faixa etária foram conduzidas, comparando dados do SPMR referentes à mão parética com os da mão não dominante do indivíduo de controle e dados da mão não-parética afetada com os da mão dominante do controle.

Na análise comparativa entre a mão parética dos pacientes e a mão não dominante dos indivíduos controle, todas as variáveis espectrais testadas apresentaram diferença significativa entre as mãos, com valores reduzidos para a mão parética indicando baixa suavidade do movimento ou déficit.

Na análise comparativa entre a mão não-parética afetada dos pacientes e a mão dominante dos indivíduos controle, nenhuma variável testada apresentou diferença significativa entre as mãos sugerindo indícios de padrão de normalidade da mão não-parética afetada dos 5 pacientes. Não foram aplicados os testes padronizados na mão não-parética afetada dos pacientes do estudo 3, estes testes poderiam confirmar esta hipótese, e nova oportunidade de exploração futura se faz presente.

Como para a análise pareada dos pacientes do estudo 3 foi realizada coleta com indivíduos saudáveis de controle, houve a oportunidade de fazer estudo preliminar comparando-se dados da mão dominante com a mão não dominante. O estudo é preliminar pois o n é reduzido, apenas três voluntários participaram, fornecendo indícios para uma investigação mais abrangente em trabalhos futuros com adultos saudáveis. Como resultado da análise comparativa entre os dados da mão dominante e da não dominante dos indivíduos de controle, as variáveis espectrais (PMC, RPMR1 e RMR3) foram sensíveis com significância estatística para classificar mão, enquanto as temporais (tempos das etapas, MaxY e MVA) não foram.

Numa avaliação de indivíduo que sofreu lesão cerebral após um episódio de AVC, é importante avaliar primeiramente o déficit, para definir estratégias de tratamento de reabilitação e para poderar as expectativas do próprio paciente e dos familiares quanto ao prognóstico. E numa segunda etapa é importante avaliar o progresso do tratamento e a recuperação.

Com a análise cinemática o objetivo principal desta pesquisa foi atingido, o estudo da capacidade de avaliação de movimento e preensão do dispositivo SPMM mediante a execução da tarefa funcional “beber água” comparou indicadores do membro superior parético com os indicadores do não-parético em indivíduos crônicos de AVC com bons resultados, sendo a taxa de acerto obtida em árvore de decisão igual a 95,87%. Também comparou indicadores do membro não-parético com indicadores do membro dominante de indivíduo controle e do membro parético com o não dominante do controle, com resultados promissores. A comparação dos dados do SPMM com dados de testes padronizados foi possível para 5 pacientes crônicos de AVC e apresentou resultados relevantes.

O objetivo secundário de estudar a capacidade de avaliação de progresso mediante processo de reabilitação de membro superior foi igualmente alcançado, os dados do SPMM dos cinco pacientes do estudo 3 foram analisados ao longo das fases de coletas com bons resultados.

## **B. Imagens de Preensão**

Concomitantemente à análise cinemática, análises das imagens de preensão, ou da postura de mão durante a preensão, são possíveis para avaliar sua evolução com o tempo, extrair a postura em instantes pré-estabelecidos, também avaliar qualitativamente as posturas chave entre os voluntários do experimento correlacionando-as com gênero, idade e mão dominante no caso do estudo 1, comparando mão parética com mão não-parética afetada no caso do estudo 2.

Para essas análises são utilizadas as imagens adquiridas durante a execução da tarefa, na taxa de 30 quadros por segundo. As imagens contêm a postura espelhada da mão segurando o copo cilíndrico. Aplicando a transformação da imagem em visão panorâmica proposta por



Grassi Junior & Okamoto Junior (2006) e apresentada na seção 4.3, foi possível obter a imagem contendo a postura de mão na imagem panorâmica.

No estudo 1, uma análise qualitativa, foi realizada com imagens de 12 crianças selecionadas das 3 tentativas, num total de 36 imagens de postura de mão do instante quando a preensão está completa, momento anterior ao início do movimento. Como resultado, foi encontrada mudança na postura de mão apresentada por ambos os gêneros de diferentes idades, 5 a 10 anos, a oposição do polegar em relação aos outros dedos mudou, para as crianças menores entre 5 e 7 anos, a oposição do polegar aconteceu mais com o dedo médio, e para crianças de 8 a 10 anos, o polegar ficou em oposição ao indicador.

Com relação à análise de postura da mão, quando os indivíduos estudados são adultos, normalmente luvas instrumentadas comerciais são usadas, no entanto, quando os sujeitos são crianças o principal desafio é conseguir informações, pois os tamanhos das luvas disponíveis não são adequados para elas, entre outras desvantagens como a portabilidade e a necessidade de calibração que demanda tempo. Como alternativa, este trabalho apresentou a capacidade do SPM de adquirir postura de mão de crianças durante uma tarefa de manipulação específica.

No estudo 2, análise qualitativa foi feita para os 4 pacientes crônicos de AVC e pôde-se comparar a postura da mão não-parética afetada com a postura da mão parética, e também a postura da mão parética na fase de pré-tratamento com a postura desta mão na fase do pós-tratamento. Resultados forneceram dois indícios, o primeiro e principal foi a diferença do ângulo de abdução entre o polegar e o indicador da mão parética e da mão não-parética afetada, esse ângulo foi menor na mão parética de todos os pacientes, e este resultado vem de encontro ao relatado por Lang et al. (2005). Na fase do pós-tratamento, foi possível verificar que a capacidade de abdução sofreu uma melhora com o tratamento, ou seja, o ângulo de abdução do polegar aumentou para os dois pacientes estudados. O segundo indício, como no caso das crianças, foi a oposição do polegar em relação aos outros dedos, para um dos pacientes estudados na fase do pós-tratamento, foi encontrada alteração na oposição do polegar que ficou na direção do dedo médio. No estudo das crianças a oposição ao dedo médio ocorreu com as crianças menores, e mudou para o indicador nas crianças maiores quando os padrões de preensão já estão bem estabelecidos, por volta de 11 anos. Neste ponto da pesquisa pudemos levantar uma hipótese, este paciente está recuperando a funcionalidade ou aprendendo uma nova estratégia? Essa é uma grande questão no campo da reabilitação e o dispositivo SPM forneceu indícios que podem vir a auxiliar na resposta desta questão.

As avaliações de postura de mão foram feitas de forma visual nos estudos 1 e 2, e uma metodologia foi proposta para análises automáticas com extração de características (área de

preensão) das imagens para análises quantitativas. Esta metodologia está descrita em detalhes no Apêndice 5. Resumidamente, é composta de um algoritmo de processamento de imagens que à partir das imagens omnidirecionais, aplica o algoritmo de transformação em imagem planificada, e mediante conversão do modelo de cor e técnica de binarização e pós processamento, segmenta a mão. Em seguida calcula a área da imagem correspondente à mão. Para concepção desta metodologia, partiu-se de observações das imagens dos estudos 1 e 2 onde o ambiente de coleta era controlado quanto à iluminação, presença de outras pessoas na cena, minimização de ruído, sala com menor número de informação possível, uso de jaleco para evitar na cena tons de pele que não fossem correspondentes à mão.

A metodologia de segmentação da mão foi aplicada para as imagens coletadas no estudo 3 e não resultou num bom desempenho devido às características específicas da cena, não previstas no controle utilizado no desenvolvimento da metodologia. A sala de coleta do estudo 3 possui fundo preto, mesa utilizada foi coberta com uma toalha branca, o que somado ao tom de pele, resultou em três faixas de cores distintas na imagem. Nos experimentos onde foi aplicado procedimento de controle, onde a sala e a mesa são claras, sujeito utilizou jaleco, as imagens resultantes possuem apenas 2 canais, branco e tom de pele. Na pesquisa de Perissini et al. (2018) foram estudados 24 métodos de classificação de mão, todos com dois canais em imagens do estudo 1 (das crianças), coletadas em ambiente controlado. Nos experimentos controlados, o uso do jaleco auxiliou a evitar nas imagens outras partes do corpo além da mão, nas imagens dos estudos 1 e 2, a separação de pixels relativos à face se dava com eliminação de partes pequenas da imagem. No estudo 3 esta técnica não mostrou bom resultado, pois o corpo do paciente, que não vestiu jaleco devido à presença dos marcadores necessários para análise tridimensional do movimento, fica unido à mão e ocupa uma área grande da imagem. Desta forma, nenhum dos 24 métodos de segmentação funcionou para as imagens do estudo 3. As imagens de preensão que são um grande potencial para estudo da postura de preensão em indivíduos crônicos de AVC, não foram estudadas de forma qualitativa pelo motivo de falta de tempo hábil, representando uma excelente oportunidade para explorações futuras.

### **C. Leap motion**

Considerando a metodologia de análise de postura de mão do estudo 2, onde verificou-se por análise qualitativa das imagens de postura da preensão palmar alteração no ângulo de abdução entre o dedo polegar e o indicador, foi introduzido no estudo 3, coletas de dados com o sensor Leap Motion, que possui integrado um método de identificação das articulações da mão. Como as coletas foram realizadas em conjunto com análise tridimensional do movimento,

marcadores passivos foram acrescentados nas mãos dos participantes de acordo com o exposto no Apêndice 7, e os ângulos de abdução foram calculados tanto pela análise tridimensional quanto pelo Leap Motion para comparação de resultados. Como poucas coletas foram realizadas com os marcadores nas mãos, não obtivemos resultados para avaliação desta característica, mas como dados comparativos, pudemos concluir que o Leap Motion não se mostrou uma boa ferramenta, entregando dados instáveis e muito distantes dos entregues pela análise tridimensional do movimento. Portanto para trabalhos futuros, existe oportunidade de estudo de obtenção deste ângulo em imagens omnidirecionais ou panorâmicas para avaliação quantitativa de sua evolução mediante tratamento de reabilitação.

Por fim, o estudo feito foi importante para averiguar se os dados coletados pelo Leap Motion eram realmente precisos para estudo medicinal do movimento do paciente. Como foi descrito acima, os dados se mostraram altamente divergentes dos resultados esperados, tendo que se dispensar o uso do Leap Motion para tal estudo. De outro lado, por mais que as câmeras Qualisys apresentem bons resultados para essa análise (tanto que foi usada com referência para os dados do Leap Motion), o custo do aparelho inviabiliza o uso do mesmo para seções rotineiras de pacientes em consultórios.



## 9 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que o dispositivo SPMM utilizado neste trabalho de pesquisa foi capaz de efetuar medidas que proporcionaram análises quantitativas e qualitativas capazes de identificar e avaliar características funcionais de membros superiores em crianças típicas e em adultos crônicos AVC. Os resultados obtidos nos experimentos piloto (estudos 1 e 2) forneceram indicativos desta característica, e os resultados do estudo 3 ressaltaram a sensibilidade do dispositivo em detectar déficit e alterações durante um processo de reabilitação.

Considerando os resultados obtidos na análise cinemática, o tempo de acomodação foi a variável mais relevante dos tempos estudados das etapas do movimento, ou seja, foi revelado como um ponto de destaque, e pode ser sugerido como uma nova oportunidade para medir o desempenho e destreza dos membros superiores.

O dispositivo SPMM através das análises quantitativas feitas com as variáveis cinemáticas temporais e espectrais no estudo 3, entregou resultados que mostram seu potencial em classificar mão, e em detectar diferenças mediante fases pré e pós tratamento de reabilitação.

Mediante os indícios fornecidos pelas imagens de postura: ângulo de abdução do polegar e oposição do polegar com indicador ou dedo médio, pode-se concluir que as imagens do dispositivo SPMM aliadas à análise cinemática, são uma forma inovadora de avaliação do movimento com preensão do membro superior e são material rico e farto para futuras explorações.

Além do potencial das análises qualitativas e quantitativas, o dispositivo facilita e reduz o tempo exigido pelos experimentos, o que favorece o aumento do número de voluntários, permitindo obter melhor análise estatística.

Os achados desta pesquisa garantem investigações futuras da habilidade das medidas propostas em fornecer informações de desempenho motor significativas para que num futuro próximo o SPMM venha a ser utilizado como uma ferramenta para avaliação de progresso do desempenho nas intervenções de reabilitação.

### **Oportunidades de Trabalhos Futuros:**

Para os experimentos deste trabalho de pesquisa a tarefa funcional “beber água” foi utilizada, mas outros protocolos de teste podem ser propostos, o que possibilitará novas análises das variáveis cinemáticas.



Implementação do sistema de força no sensor SPMM para realização de estudos de mapeamento de forças de preensão, como existe na literatura para os pés, do inglês *footprint*. A pressão da planta dos pés pode ser avaliada quantitativamente por meio da baropodometria ou plataforma de pressão, que é um sistema que avalia a distribuição da pressão plantar, exercida pelo indivíduo (ROSARIO, 2014). Fornece uma análise quantitativa confiável, permite uma maior compreensão das respostas proprioceptivas e avalia a distribuição da pressão plantar nos diferentes apoios, nas diferentes cargas e durante a marcha. A baropodometria tem o potencial para prover pesquisa de qualidade no campo postural e áreas afins, segundo Rosario (2014). Com o sensor de pressão implementado no protótipo aperfeiçoado e medidas extraídas das imagens de postura, uma oportunidade de trabalho futuro é analisar essas medidas de forma isolada e ir correlacionando variáveis para descobrir novas métricas que auxiliem a quantificar déficit e progresso de um programa de reabilitação.

Um estudo adicional é a investigação de indícios no pós-tratamento de reabilitação que indiquem se o paciente está recuperando a funcionalidade do membro superior ou aprendendo novas estratégias.

Também como explorações futuras sugere-se a utilização do SPMM em um número de indivíduos maior, tanto crônicos de AVC, como saudáveis, para estudo e estabelecimento de linhas de base ou dados de referência para as variáveis propostas.

Uma oportunidade natural de trabalho futuro com o SPMM e as variáveis espectrais é a investigação do seu uso para auxílio na classificação síndrome de tremor (DEUSCHL et al., 1998).

Como trabalho futuro, dar sequência aos estudos do processamento de imagens do estudo 3, testando novas abordagens que melhorem a segmentação da mão nas condições específicas da cena. Também realizar a extração de características, informações relativas à área de preensão para utilização no trabalho de mineração de dados que elege os melhores indicadores em classificar mão.

Ampliar os testes realizados por mineração de dados para comparação entre mão parética e mão não dominante de indivíduos saudáveis, também entre mão não-parética e mão dominante.

Estudar nova forma de obtenção do ângulo de abdução entre os dedos polegar e indicador, tendo-se em mente que a aplicação do material Leap-Motion não obteve sucesso.

## REFERÊNCIAS

- AMERICAN OCCUPATIONAL THERAPY ASSOCIATION. **Reference manual of the official documents of the american occupational therapy association, inc.** Bethesda: AOTA, 1998.
- ANDERSON, R. **The Aftermath of stroke: the experience of patients and their families.** Cambridge: Cambridge University Press, 2006.
- ANDRADE, L. M. et al. A Problemática do cuidador familiar do portador de acidente vascular cerebral. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 43, n. 1, p. 37-43, 2009.
- APPEL, V. et al. Novel assessment measures of upper-limb function in pre and poststroke rehabilitation: a pilot study. In: **IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS, 7.**, 2018, Enschede. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2018. p. 479-483.
- BALASUBRAMANIAN, S.; MELENDEZ-CALDERON, A.; BURDET, E. A Robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 8, p. 2126-2136, 2012.
- BALASUBRAMANIAN, S. et al. On The Analysis of movement smoothness. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 112, 2015.
- BARRECA, S. et al. Treatment interventions for the paretic upper limb of stroke survivors: a critical review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 17, n. 4, p. 220-226, 2003.
- BENNETT, K. M.; CASTIELLO, U. Reach to grasp: changes with age. **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 1, p. P1-P7, 1994.
- BERTRAND, A. M. et al. Reliability of maximal static strength measurements of the arms in subjects with hemiparesis. **Clinical Rehabilitation**, v. 21, n. 3, p. 248-257, 2007.
- BEZERRA, B. F. et al. Análise da qualidade de vida dos pacientes acometidos por doença vascular encefálica (DVE). **Revista Inspirar**, v. 5, p. 17-22, 2013.
- BOSCH SENSORTEC. **Data sheet - BNO055: intelligent 9 - axis absolute orientation sensor.** Reutlingen: Bosch, 2014. (BST-BNO055-DS00012).
- BROUWER, B.; SALE, M. V.; NORDSTROM, M. A. Asymmetry of motor cortex excitability during a simple motor task: relationships with handedness and manual performance. **Experimental Brain Research**, v. 138, n. 4, p. 467-476, 2001.
- BRUNNSTROM, S. Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. **Physical Therapy**, v. 46, n. 4, p. 357-375, 1966.
- BUTLER, E. E.; ROSE, J. The Pediatric upper limb motion index and a temporal-spatial logistic regression: quantitative analysis of upper limb movement disorders during the reach & grasp cycle. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 6, p. 945-951, 2012.

BUTLER, E. E. et al. Temporal–spatial parameters of the upper limb during a reach & grasp cycle for children. **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 301-306, 2010a.

\_\_\_\_\_. Three-dimensional kinematics of the upper limb during a reach and grasp cycle for children. **Gait & Posture**, v. 32, n. 1, p. 72-77, 2010b.

CALAUTTI, C. et al. Quantification of index tapping regularity after stroke with tri-axial accelerometry. **Brain Research Bulletin**, v. 70, n. 1, p. 1-7, 2006.

CARPINELLA, I.; CATTANEO, D.; FERRARIN, M. Quantitative assessment of upper limb motor function in multiple sclerosis using an instrumented action research arm test. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 67, 2014.

CARVALHO, A. C. et al. Projeto hemiplegia – um modelo de fisioterapia em grupo para hemiplégicos crônicos. **Arquivos de Ciências da Saúde**, v. 14, n. 3, p. 161-8, 2007.

CARVALHO, R. et al. Early control of reaching: effects of experience and body orientation. **Infant Behavior and Development**, v. 31, n. 1, p. 23-33, 2008.

CARVALHO, R.; TUDELLA, E.; SAVELSBERGH, G. Spatio-temporal parameters in infant's reaching movements are influenced by body orientation. **Infant Behavior and Development**, v. 30, n. 1, p. 26-35, 2007.

CH AHL, J.; SRINIVASAN, M. Reflective surfaces for panoramic imaging. **Applied Optics**, v. 36, n. 31, p. 8275-8285, 1997.

CHANG, J.-J. et al. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 381-388, 2005.

CHEN, H.-M. et al. Test-retest reproducibility and smallest real difference of 5 hand function tests in patients with stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 5, p. 435-440, 2009.

CHIQUETI, G.R. **Relatório de estágio**. São Carlos: [s.n.], 2017.

CIRSTEA, M.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**, v. 123, n. 5, p. 940-953, 2000.

COLUCCINI, M. et al. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. **Gait & Posture**, v. 25, n. 4, p. 493-501, 2007.

CORBETTA, D.; SNAPP-CHILDS, W. Seeing and touching: the role of sensory-motor experience on the development of infant reaching. **Infant Behavior and Development**, v. 32, n. 1, p. 44-58, 2009.

DAVIS, A. **Getting started with the leap motion SDK**. 20188. disponível em:<<http://blog.leapmotion.com/getting-started-leap-motion-sdk/>>. Acesso em 21 dez.2018.

- DEMATTEO, C. et al. The Reliability and validity of the quality of upper extremity skills test. **Physical & Occupational Therapy in Pediatrics**, v. 13, n. 2, p. 1-18, 1993.
- DEUSCHL, G. et al. Consensus statement of the movement disorder society on tremor. **Movement Disorders**, v. 13, n. S3, p. 2-23, 1998.
- DOMBOVY, M. L. Maximizing recovery from stroke: new advances in rehabilitation. **Current Neurology and Neuroscience Reports**, v. 9, n. 1, p. 41-45, 2009.
- EKSTRAND, E.; LEXELL, J.; BROGÅRDH, C. Test – retest reliability and convergent validity of three manual dexterity measures in persons with chronic stroke. **PM&R**, v. 8, n. 10, p. 935-943, 2016.
- ELBLE, R. J.; MCNAMES, J. Using portable transducers to measure tremor severity. **Tremor and Other Hyperkinetic Movements**, v. 6, p.375-386, 2016. Doi: 107916/D8DR2VCC.
- FAGARD, J. Linked proximal and distal changes in the reaching behavior of 5-to 12-month-old human infants grasping objects of different sizes. **Infant Behavior and Development**, v. 23, n. 3, p. 317-329, 2000.
- FAYYAD, U.; PIATETSKY-SHAPIRO, G.; SMYTH, P. From data mining to knowledge discovery in databases. **AI Magazine**, v. 17, n. 3, p. 37-54, 1996.
- FONSECA, M. D. C. R. et al. Traumas da mão: estudo retrospectivo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 41, n. 5, p. 181-186, 2006.
- GARCÍA-MATEOS, G. et al. Study and comparison of color models for automatic image analysis in irrigation management applications. **Agricultural Water Management**, v. 151, p. 158-166, 2015.
- GODFREY, A. et al. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 10, p. 1364-1386, 2008.
- GONZÁLEZ, R. J. M. La Mano, origen, evolución y su papel en la sociedad: formation, évolution et rôle dans la société. **Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología**, v. 21, n. 2, p. 1-5, 2007.
- GOUWANDA, D.; SENANAYAKE, S. A. Identifying gait asymmetry using gyroscopes - a cross-correlation and normalized symmetry index approach. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 5, p. 972-978, 2011.
- GRASSI JUNIOR, V.; OKAMOTO JUNIOR, J. Development of an omnidirectional vision system. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 28, n. 1, p. 58-68, 2006.
- HAN, J.; PEI, J.; KAMBER, M. **Data mining: concepts and techniques**. New York: Elsevier, 2011.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J. Paretic upper-limb strength best explains arm activity in people with stroke. **Physical Therapy**, v. 87, n. 1, p. 88-97, 2007.

HICKS, R. A.; BAJCSY, R. Reflective surfaces as computational sensors. **Image and Vision Computing**, v. 19, n. 11, p. 773-777, 2001.

HOGAN, N.; STERNAD, D. Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests. **Journal of Motor Behavior**, v. 41, n. 6, p. 529-534, 2009.

ISHIGURO, H. Development of low-cost compact omnidirectional vision sensors and their applications. In: INTERNATIONAL CONFERENCE. INFORMATION SYSTEMS, ANALYSIS AND SYNTHESIS, 11., 1998, Hsinchu. **Proceedings...** Washington. DC.: IEEE Computer Society, 1998. p. 433-439.

IYENGAR, V. et al. Grip force control in individuals with multiple sclerosis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 8, p. 855-861, 2009.

JANSEN, C. W. S. et al. Hand force of men and women over 65 years of age as measured by maximum pinch and grip force. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 16, n. 1, p. 24-41, 2008.

JASPERS, E. et al. Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 30, n. 4, p. 395-404, 2009.

JEANNEROD, M. The Formation of finger grip during prehension. A cortically mediated visuomotor pattern. **Behavioural Brain Research**, v. 19, n. 2, p. 99-116, 1986.

\_\_\_\_\_. **The Neural and behavioural organization of goal-directed movements**. Oxford: Clarendon; Oxford University Press, 1988.

KAKUMANU, P.; MAKROGIANNIS, S.; BOURBAKIS, N. A Survey of skin-color modeling and detection methods. **Pattern Recognition**, v. 40, n. 3, p. 1106-1122, 2007.

KARABIBER, H. et al. Hand grip and pinch strength in patients with nocturnal enuresis: is there a role of muscle strength in pathogenesis of enuresis?. **Neurourology and Urodynamics**, v. 30, n. 4, p. 525-528, 2011.

KIM, K. et al. Kinematic analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 3, p. 248-256, 2014.

KING, E. H.; LOGSDON, D. A.; SCHROEDER, S. R. Risk factors for developmental delay among infants and toddlers. **Children's Health Care**, v. 21, n. 1, p. 39-52, 1992.

KLEIM, J. A.; JONES, T. A. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, v. 51, n. 1, p. S225-S239, 2008.

KREYSZIG, E. **Matemática superior para engenharia**. Rio de Janeiro: LTC, 1969. v.2.



KUHTZ-BUSCHBECK, J. et al. Development of prehension movements in children: a kinematic study. **Experimental Brain Research**, v. 122, n. 4, p. 424-432, 1998.

KUMAR, N.; KHATRI, S. Implementing WEKA for medical data classification and early disease prediction. *Computational Intelligence & Communication Technology (CICT), 2017 3rd International Conference on, 2017, IEEE. p.1-6.*

KUZALA, E. A.; VARGO, M. C. The Relationship between elbow position and grip strength. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 46, n. 6, p. 509-512, 1992.

LADEIRA, P. R. S. D. et al. Uso da estereofotogrametria nas deformidades craniofaciais: revisão sistemática. **Revista Brasileira Cirurgia Plástica**, v. 28, n. 1, p. 147-155, 2013.

LANG, C. E. et al. Deficits in grasp versus reach during acute hemiparesis. **Experimental Brain Research**, v. 166, n. 1, p. 126-136, 2005.

\_\_\_\_\_. Assessment of upper extremity impairment, function, and activity after stroke: foundations for clinical decision making. **Journal of Hand Therapy**, v. 26, n. 2, p. 104-115, 2013.

LANGAN, J.; VAN DONKELAAR, P. The Influence of hand dominance on the response to a constraint-induced therapy program following stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 3, p. 298-304, 2008.

LEE, T. K.; LEO, K.; ZHANG, S. Automating the assessment of rehabilitative grasp and reach. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION, COMMUNICATIONS AND SIGNAL PROCESSING, 8., 2011, Singapore. Proceedings... Piscataway: IEEE, 2011. p.1-5.

LET'S code for leap motion: written by hackmag. 2019. Disponível em: <<https://hackmag.com/coding/lets-code-for-leap-motion>>. Acesso em: 22 jan. 2019.

LEVIN, M. F. et al. Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the reaching performance scale. **Physical Therapy**, v. 84, n. 1, p. 8-22, 2004.

MATHIOWETZ, V. et al. Adult norms for the box and block test of manual dexterity. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 39, n. 6, p. 386-391, 1985a.

\_\_\_\_\_. Adult norms for the nine hole peg test of finger dexterity. **The Occupational Therapy Journal of Research**, v. 5, n. 1, p. 24-38, 1985b.

MICHAELSEN, S. M. et al. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. **Experimental Brain Research**, v. 157, n. 2, p. 162-173, 2004.

\_\_\_\_\_. Using an accelerometer for analyzing a reach-to-grasp movement after stroke. **Motriz: revista de educação física**, v. 19, n. 4, p. 746-752, 2013.

MORETTI, C. B. **Análise de grandezas cinemáticas e dinâmicas inerentes à hemiparesia através da descoberta de conhecimento em bases de dados**. 2016. 96p. Dissertação

(Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

MURPHY, T. H.; CORBETT, D. Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 10, n. 12, p. 861, 2009.

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.

MURPHY, M.; WILLÉN, C.; SUNNERHAGEN, K. S. Responsiveness of upper extremity kinematic measures and clinical improvement during the first three months after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 9, p. 844-853, 2013.

MURPHY, M. A. et al. Kinematic analysis using 3D motion capture of drinking task in people with and without upper-extremity impairments. **JoVE: journal of visualized experiments**, n. 133, p. e57228, 2018.

NATHAN, D. E.; JOHNSON, M. J.; MCGUIRE, J. R. Design and validation of low-cost assistive glove for hand assessment and therapy during activity of daily living-focused robotic stroke therapy. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 46, n. 5, p. 587-602, 2009.

NOWAK, D. A. The Impact of stroke on the performance of grasping: usefulness of kinetic and kinematic motion analysis. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 32, n. 8, p. 1439-1450, 2008.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Grip force behavior during object manipulation in neurological disorders: toward an objective evaluation of manual performance deficits. **Movement Disorders**, v. 20, n. 1, p. 11-25, 2005.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J.; TOPKA, H. Deficits of predictive grip force control during object manipulation in acute stroke. **Journal of Neurology**, v. 250, n. 7, p. 850-860, 2003.

OLIVEIRA, F.; ANDRADE, A. Estratégia para detecção de tremor de punho utilizando o sensor leap motion. In: SIMPÓSIO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA, 7., 2014, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 2014.

PARÉ, M.; DUGAS, C. Developmental changes in prehension during childhood. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 3, p. 239-247, 1999.

PEDRO, L. M. et al. **Hand Gesture Recognition for Robot Hand Teleoperation**. 21st International Congress of Mechanical Engineering. Natal 2011.

PEREIRA, N. D. et al. Motor activity log-Brazil: reliability and relationships with motor impairments in individuals with chronic stroke. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 70, n. 3, p. 196-201, 2012.

PERISSINI, I. C.; APPEL, V. C. R.; CAURIN, G. A. P. Comparativo de técnicas para segmentação da mão em imagens de prensão palmar. In: SIMPÓSIO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA DA EESC-USP, 2017, São Carlos. **Anais Eletrônicos...** São Carlos: EESC-USP, 2017. Disponível em: <<http://eventos.eesc.usp.br/index.php/SICEM/iisipgem/index>>. Acesso em: 10/01/2019

PERISSINI, I. C. et al. Análise de abordagens de segmentação da mão para auxílio no processo de avaliação de reabilitação de membro superior. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA, 6., 2018, Águas de Lindóia. **Anais...** Rio de Janeiro: ABCM, 2018.

RANDALL, M. et al. Reliability of the melbourne assessment of unilateral upper limb function. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 43, n. 11, p. 761-767, 2001.

RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMIDT, R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 10, p. 1207-1216, 2000.

RINEHART, J. K. et al. Arm use after left or right hemiparesis is influenced by hand preference. **Stroke**, v. 40, n. 2, p. 545-550, 2009.

ROBU, R.; HORA, C. Medical data mínima with extender WEKA. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ENGINEERING SYSTEMS, 16., 2012, Lisbon. Proceedings... Piscataway: IEEE, 2012. p.347-350.

ROCHA, A. C. P. et al. A Novel device for grasping assessment during functional tasks: preliminary results. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 4, 2016. Doi: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00016>.

ROCHA, N. A. C. F.; SILVA, F. P. S.; TUDELLA, E. The impact of object size and rigidity on infant reaching. **Infant Behavior and Development**, v. 29, n. 2, p. 251-261, 2006.

ROHAFZA, M. et al. Correlation of reaching and grasping kinematics and clinical measures of upper extremity function in persons with stroke related hemiplegia. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 36., 2014, Chicago. Proceedings... Piscataway: IEEE, 2014. p.3610-3613.

ROHRER, B. et al. Movement smoothness changes during stroke recovery. **Journal of Neuroscience**, v. 22, n. 18, p. 8297-8304, 2002.

ROHRER, B. R. **Evolution of movement smoothness and submovement patterns in persons with stroke**. 2002. 172p. Theses (Ph.D.) - Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 2002.

ROSENGREN, K. S.; SAVELSBERGH, G. J.; VAN DER KAMP, J. Development and learning: a TASC-based perspective of the acquisition of perceptual-motor behaviors. **Infant Behavior and Development**, v. 26, n. 4, p. 473-494, 2003.

SALIBA, V. A. et al. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the Brazilian version of the motor activity log. **Revista Panamericana de Salud Publica= Pan American Journal of Public Health**, v. 30, n. 3, p. 262-271, 2011.

SARTORIO, F. et al. The Functional dexterity test: test–retest reliability analysis and up-to-date reference norms. **Journal of Hand Therapy**, v. 26, n. 1, p. 62-68, 2013.

SCALONA, E. et al. A Novel protocol for the evaluation of motor learning in 3D reaching tasks using novint falcon. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS, 7., 2018, Enschede. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2018. p. 268-272.

SCARAMUZZA, D. Omnidirectional camera. In: IKEUCHI, K. (Ed.). **Computer vision: a reference guide**. Berlin: Springer, 2014. p. 552-560.

SCHIEBER, M. H.; SANTELLO, M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 6, p. 2293-2300, 2004.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H.; DE LOURDES GIANINI, M. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole, 2003.

SINGH, S. K. et al. A Robust skin color based face detection algorithm. **Journal of Science and Engineering**, v. 6, n. 4, p. 227-234, 2003.

SOARES, A. V. et al. Escala de movimentos da mão: um instrumento preditivo da recuperação funcional do membro superior de pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral. **Arquivos Catarinense de Medicina**, v. 40, p. 47-51, 2011a.

\_\_\_\_\_. Dinamometria de preensão manual como parâmetro de avaliação funcional do membro superior de pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 18, n. 4, p. 359-364, 2011b.

SRINIVASAN, R.; CHEN, C.; COOK, D. Activity recognition using actigraph sensor. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON KNOWLEDGE DISCOVERY FROM SENSOR DATA (ACM SENSORKDD'10), 4., 2010, Washington. **Proceedings...** [S.l.:s.n.], 2010. p. 25-28.

SUGARMAN, H. et al. Movement in the ipsilesional hand is segmented following unilateral brain damage. **Brain and Cognition**, v. 48, n. 2-3, p. 579-587, 2001.

SVOBODA, T.; PAJDLA, T.; HLAVAC, V. **Central panoramic cameras: geometry and design**. [S.l.:s.n.], 1997.

TERRANOVA, T. T. **Avaliação da função de membros superiores: desafios na reabilitação física de pacientes pós-AVC**. 2016. 89p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

TERRILLON, J.-C.; AKAMATSU, S. Comparative performance of different chrominance spaces for color segmentation and detection of human faces in complex scene images. In: VISION INTERFACE, 1999, Trois-Rivière. **Proceedings...** [S.l.:s.n.], 1999. p.180-187.

- THELEN, E.; CORBETTA, D.; SPENCER, J. P. Development of reaching during the first year: role of movement speed. **Journal of Experimental Psychology: human perception and performance**, v. 22, n. 5, p. 1059, 1996.
- THELEN, E. et al. The Transition to reaching: mapping intention and intrinsic dynamics. **Child Development**, v. 64, n. 4, p. 1058-1098, 1993.
- TOLEDO, A. M. D.; SOARES, D. D. A.; TUDELLA, E. Additional weight influences the reaching behavior of low-risk preterm infants. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 3, p. 203-212, 2012.
- TROMBLY, C. A.; WU, C.-Y. Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 53, n. 4, p. 333-344, 1999.
- USWATTE, G. et al. Ambulatory monitoring of arm movement using accelerometry: an objective measure of upper-extremity rehabilitation in persons with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 7, p. 1498-1501, 2005.
- VAN DOKKUM, L. et al. The contribution of kinematics in the assessment of upper limb motor recovery early after stroke. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 28, n. 1, p. 4-12, 2014.
- VEZHNEVETS, V.; SAZONOV, V.; ANDREEVA, A. A Survey on pixel-based skin color detection techniques. In: GRAPHICON, 2003, Moscow. **Proceedings...** Moscow: GraphiCon Scientific Society, 2003. p. 85-92.
- VON HOFSTEN, C. Structuring of early reaching movements: a longitudinal study. **Journal of Motor Behavior**, v. 23, n. 4, p. 280-292, 1991.
- \_\_\_\_\_. Action, the foundation for cognitive development. **Scandinavian Journal of Psychology**, v. 50, n. 6, p. 617-623, 2009.
- VON HOFSTEN, C.; LINDHAGEN, K. Observations on the development of reaching for moving objects. **Journal of Experimental Child Psychology**, v. 28, n. 1, p. 158-173, 1979.
- WADE, E.; CHEN, C.; WINSTEIN, C. J. Spectral analyses of wrist motion in individuals poststroke: the development of a performance measure with promise for unsupervised settings. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 28, n. 2, p. 169-178, 2014.
- WOLF, S. L. et al. Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. **Experimental Neurology**, v. 104, n. 2, p. 125-132, 1989.
- YASUSHI, Y. Omnidirectional sensing and its applications. **IEICE Transactions on Information and Systems**, v. 82, n. 3, p. 568-579, 1999.
- ZARIT, B. D.; SUPER, B. J.; QUEK, F. K. Comparison of five color models in skin pixel classification. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON RECOGNITION, ANALYSIS,



AND TRACKING OF FACES AND GESTURES IN REAL-TIME SYSTEMS, 1999, Corfu.  
**Proceedings...** Piscataway: IEEE, 1999. p. 58-63.

ZHOU, H.; HU, H. Human motion tracking for rehabilitation - a survey. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 3, n. 1, p. 1-18, 2008.

## PUBLICAÇÕES

APPEL, V. C. R.; GARCIA, R. E.; CHIQUETI, G. R.; PEDRO, L. P.; CRUZ, D. M. C., CAURIN, G. A. P. Novel assessment measures of upper-limb function in pre and poststroke rehabilitation: a pilot study. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS, 7., 2018, Enschede. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2018. p. 479-483.

PERISSINI, I. C.; APPEL, V. C. R.; REZENDE, M. B.; PEDRO, L. M.; CAURIN, G. A. P. Análise de abordagens de segmentação da mão para auxílio no processo de avaliação de reabilitação de membro superior. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA, 6., 2018, Águas de Lindóia. **Anais...** Rio de Janeiro: ABCM, 2018.

PERISSINI, I. C.; APPEL, V. C. R.; CAURIN, G. A. P. Comparativo de técnicas para segmentação da mão em imagens de preensão palmar. In: SIMPÓSIO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA DA EESC-USP, 2., 2017, São Carlos. **Anais Eletrônicos...** São Carlos: EESC-USP, 2017. Disponível em:<<http://eventos.eesc.usp.br/index.php/SICEM/iisipgem/index>>.

APPEL, V. C. R. **Caracterização quantitativa e integrada de deficiências motoras dos membros superiores causadas por AVE e Paralisia Cerebral.** 2016. Qualificação (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

ROCHA, A. C. P.; TUDELLA, E.; PEDRO, L. M.; APPEL, V. C. R.; SILVA, L. G. P.; and CAURIN, G. A. P. A Novel device for grasping assessment during functional tasks: preliminary results. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 4, 2016. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbiol.2016.00016>.



## APÊNDICE 1

## Especificações técnicas do SPMM

Tabela 22: Especificações das Câmeras

SPMM	Versão 1	Versão 2 – Modelo 1	Versão 2 – Modelo 2
<b>Câmeras</b>	<b>Chameleon 1.3 MP Color USB 2.0 (Sony ICX445)</b>	<b>Basler ace acA1920-25uc Color USB 3.0 Camera</b>	<b>Flea3 2.0 MP Color USB3 Vision (e2v EV76C5706F)</b>
<b>Modelo</b>	CMLN-13S2C-CS	acA1920-25uc	Flea3 FL3-U3-20E4C
<b>Resolução</b>	1296x964	1920x1080	1600x1200
<b>Taxa de aquisição</b>	18 FPS	25 FPS	59 FPS
<b>Megapixels</b>	1,3 MP	2,0 MP	2,0 MP
<b>Chroma</b>	Color	Color	Color
<b>Nome do sensor</b>	Sony ICX445	MT9P031	e2v EV76C5706F
<b>Tipo do sensor</b>	CCD	Progressive Scan CMOS	CMOS
<b>Formato do sensor</b>	1/3"	1/3,7"	1/1,8"
<b>Pixel (µm)</b>	3,75	2,2	4,5
<b>Dimensões mm</b>	25,5x44x41	41x29x29	29x29x30
<b>Power</b>	USB2.0	USB3.0	USB3.0
<b>Imagem</b>			


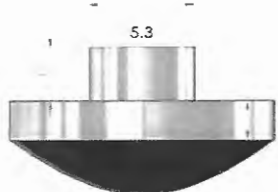
Fonte: próprio autor

Tabela 23: Especificações das lentes

SPMM	Versão 1	Versão 2 – Modelo 1	Versão 2 – Modelo 2
<b>Lentes:</b>	<b>Computar, 2.8-12mm, 1:1.3</b>	<b>Computar Lens M0814-MP2 F1.4 f8mm 2/3"</b>	<b>Tamron M118FM16 C1/1.8 16mm F/1.4</b>
<b>Modelo</b>	T4Z2813CS	M0814-MP2	M118FM16
<b>Focal Length</b>	12mm	8,0mm	16mm
<b>Lens Mount</b>	CS-mount	C-mount	C-mount
<b>Max. Aperture Ratio</b>	1:1.3		
<b>Iris</b>	F1.3-F16C	F1.4 - F16.0	F1.4
<b>Iris type</b>	Manual	Manual	Manual
<b>Max. Image Circle</b>	1/3"	2/3"	
<b>Working Distance</b>		100 mm	
<b>Imagem</b>			



Fonte: próprio autor

Tabela 24: Especificações dos espelhos hiperbólicos

Parâmetros	Espelho 1-V.1	Espelho 2-V.2-M.1	Espelho 3-V.2-M.2
<b>Diâmetro cilindro</b>	45mm	70mm	70mm
<b>a</b>	39,292034	26,398900	27,3991
<b>b</b>	19,646017	17,540600	26,2751
<b>a/b</b>	2	1,5050169	1,0427781
<b>f (lente)</b>	12	6,341837	3,5133548
<b>tpixel (mm)</b>	0,01	0,0022	0,0022
<b>rpixel</b>	240	530	530
<b>rtopo (mm)</b>	20	11,655	25,197
<b>H (mm)</b>	100	63,390	75,923
<b>f' (ou c)</b>	43,929	31,695	37,962
<b>Diâmetro (mm)</b>	40	23,309	50,394
<b>Altura</b>	10	5,15	10,45
<b>Ângulo de visão <math>\phi</math></b>	121,3°	90°	90°
<b>Raio Ferramenta (mm)</b>	0,08	0,774	0,774
<b>Erro (mm)</b>	0,05	0,0001	0,0001
<b>Câmera</b>	Chameleon	Basler	Flea
<b>Lente</b>	12mm	8mm	8mm
<b>Imagem</b>			

Fonte: próprio autor

Tabela 25: Especificações das IMUs

SPMM	Versão 1	Versão 2 – Modelos 1 e 2
<b>IMU</b>	<b>LP-RESEARCH Motion Sensor</b>	<b>BNO055 USB-STICK</b>
Tipo de sensor	Acelerômetro, Giroscópio, Magnetômetro, 3 Eixos	Acelerômetro, Giroscópio, Magnetômetro, 3 Eixos
Interface / Comunicação	Bluetooth 2.1+ EDR, 2.412-2.484 GHz	Porta COM virtual (USB 3.0)
Tipo do produto	LPMS-B	
Taxa de transmissão	up to 400Hz	$\pm 2000$ degrees per second
Dimensões (mm)	45 x 37 x 20	
<b>Imagem</b>		
Manual do usuário disponível no link em 17/10/2018:	<a href="https://www.lp-research.com/site/wp-content/uploads/2016/05/LpmsBFlyer20160519eng.pdf">https://www.lp-research.com/site/wp-content/uploads/2016/05/LpmsBFlyer20160519eng.pdf</a>	<a href="https://ae-bst.resource.bosch.com/media/_tech/media/application_notes/bst_bno055_an009_01.pdf">https://ae-bst.resource.bosch.com/media/_tech/media/application_notes/bst_bno055_an009_01.pdf</a>

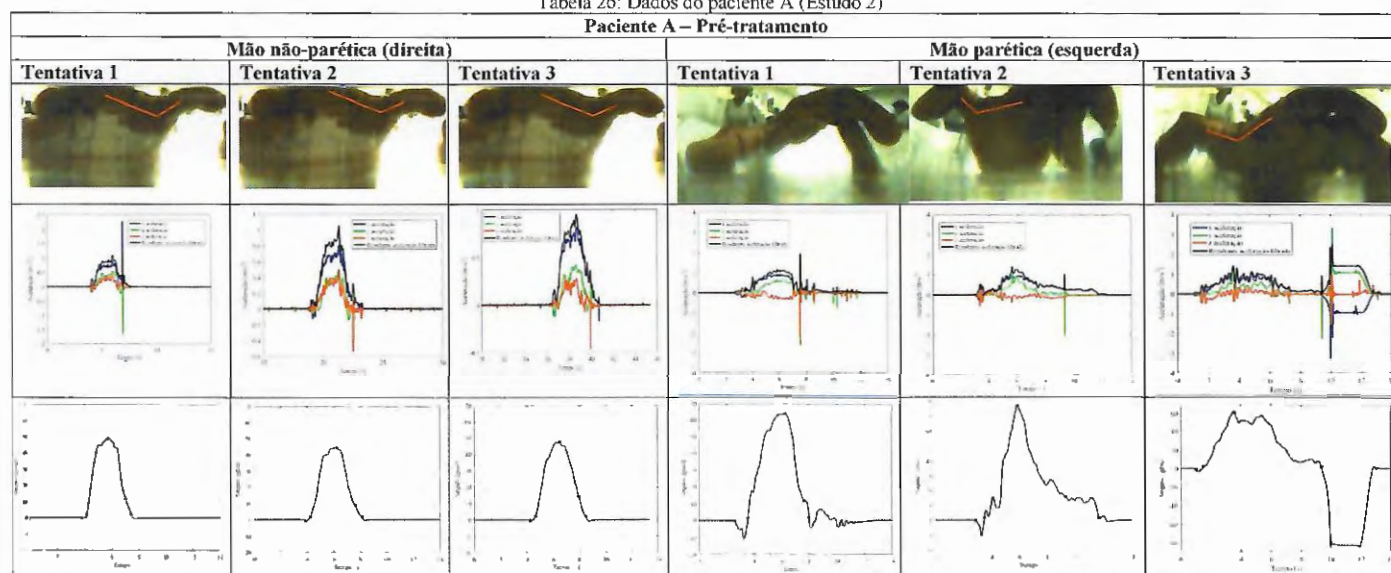
Fonte: próprio autor



## APÊNDICE 2

Resultados do Estudo de Caso 2:

Tabela 26: Dados do paciente A (Estudo 2)



Fonte: próprio autor

Observações válidas para as tabelas seguinte:

- 1 - linha 1, imagens de postura de mão; linha 2, gráfico de Acelerações e linha 3, gráfico de Ângulo/tempo.
- 2 - Todas as imagens de postura de mão correspondem ao instante em que a preensão é feita antes de levantar o copo, identificada na Figura 10B pelo ponto B, que marca o início do movimento executado no protocolo de levar o copo à boca.
- 3 - Somente para os pacientes C e D foram coletados dados na fase de pré e pós tratamento de reabilitação.

Tabela 27: Dados do paciente B (Estudo 2)

Paciente B – Pré-tratamento					
Mão não-parética (esquerda)			Mão parética (direita)		
Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3




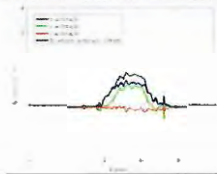
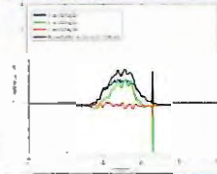
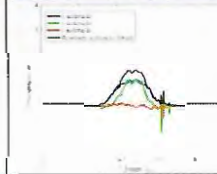
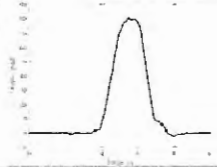
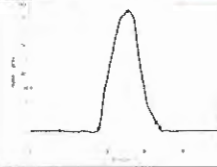
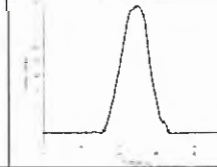
Fonte: próprio autor

Tabela 28: Dados do paciente C, pré-tratamento (Estudo 2)

Paciente C – Pré-tratamento					
Mão não-parética (direita)			Mão parética (esquerda)		
Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3

Fonte: próprio autor

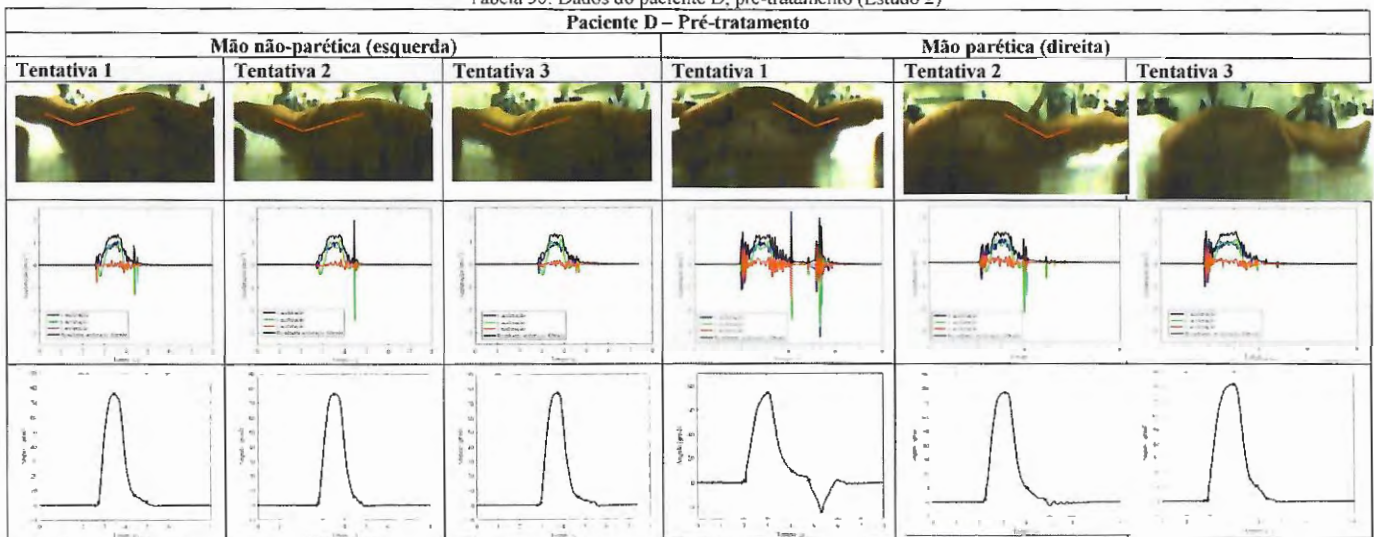
Tabela 29: Dados do paciente C, pós-tratamento (Estudo 2)

Paciente C – Pós-tratamento			Mão parética (esquerda)		
			Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3
					
					
					

Fonte: próprio autor

Observação: coleta efetuada na fase do pós apenas para a mão parética




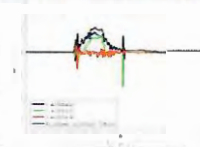
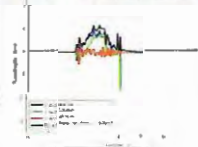
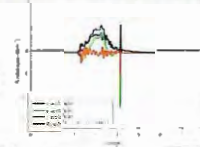
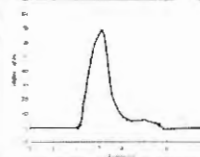
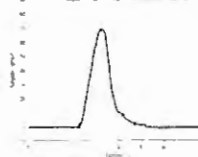
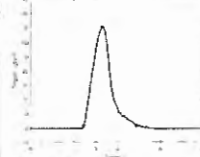
Tabela 30: Dados do paciente D, pré-tratamento (Estudo 2)



Fonte: próprio autor



Tabela 31: Dados do paciente D, pós-tratamento (Estudo 2)

Paciente D – Pós-tratamento				Mão parética (direita)		
			Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	
						
						
						

Fonte: próprio autor

Observação: coleta efetuada na fase do pós apenas para a mão parética.

## APÊNDICE 3

Resultados das variáveis cinemáticas dos Indivíduos Crônicos de AVC do Estudo de Caso 3:

Tabela 32: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H10, mão esquerda (não-parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pré	E1	0,320	0,904	1,070	2,294	42,851	0,423
	E2	0,334	0,794	1,731	2,859	21,137	0,354
	E3	0,215	0,993	1,797	3,005	25,691	0,362
3 dias	E1	0,364	1,820	1,136	3,320	69,065	0,353
	E2	0,331	1,796	1,445	3,572	107,248	0,548
	E3	0,121	1,853	1,191	3,165	100,643	0,54
30 dias	E1	0,132	0,860	1,324	2,316	70,047	0,451
	E2	0,210	0,948	1,136	2,294	70,187	0,448
	E3	0,088	1,092	1,731	2,911	69,201	0,408
90 dias	E1	0,121	0,904	1,114	2,139	69,371	0,517
	E2	0,188	0,992	1,279	2,459	74,507	0,462
	E3	0,177	1,102	1,291	2,570	70,213	0,542
Total	Média	0,217	1,172	1,354	2,742	65,847	0,451
	Variância	0,009	0,149	0,063	0,197	602,470	0,005
	D. Padrão	0,097	0,403	0,263	0,464	25,637	0,074

Fonte: próprio autor

Tabela 33: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H10, mão esquerda (não-parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pré	E1	3,320	0,396	1,234	1,187	0,754	1,438	25	0,953	1,958
	E2	1,975	0,308	1,382	0,835	0,762	1,346	32	0,765	1,366
	E3	2,069	0,264	0,985	0,791	0,730	1,220	32	0,736	1,260
3 dias	E1	6,263	0,264	4,277	0,703	1,013	2,156	39	1,132	2,256
	E2	8,169	0,264	3,521	0,703	1,936	2,825	34	1,861	2,643
	E3	7,606	0,220	3,672	0,659	1,591	2,576	40	1,792	2,996
30 dias	E1	5,500	0,308	2,039	0,923	1,592	2,711	31	1,427	2,964
	E2	5,201	0,352	1,732	0,967	1,437	1,994	28	1,118	2,118
	E3	5,299	0,308	1,140	0,879	1,730	2,074	29	1,559	2,484
90 dias	E1	5,394	0,396	1,837	1,187	0,918	1,791	22	1,090	2,159
	E2	5,688	0,308	1,969	0,967	2,019	3,338	24	1,212	2,617
	E3	5,311	0,352	1,250	1,011	1,158	2,064	28	1,583	2,393
Total	Média	5,150	0,311	2,086	0,901	1,303	2,128	30,333	1,269	2,268
	Variância	3,319	0,003	1,134	0,028	0,204	0,379	28,222	0,129	0,275
	D. Padrão	1,903	0,054	1,112	0,175	0,472	0,643	5,549	0,375	0,548

Fonte: próprio autor

Tabela 34: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H10, mão direita (parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pré	D1	0,937	0,96	0,496	2,393	17,824	0,277
	D2	1,632	1,136	0,309	3,077	19,852	0,228
3 dias	D1	0,397	3,596	2,647	6,64	101,844	0,331
	D2	0,286	2,471	2,956	5,713	87,715	0,372
	D3	0,529	2,074	2,051	4,654	85,456	0,316
30 dias	D1	1,059	1,908	1,791	4,758	77,151	0,291
	D2	0,518	1,511	1,346	3,375	73,213	0,284
	D3	0,453	1,709	0,838	3	69,411	0,447
90 dias	D1	1,213	1,93	2,03	5,173	69,987	0,378
	D2	0,574	1,492	2,724	4,79	70,061	0,391
	D3	0,629	1,445	1,914	3,988	65,131	0,353
Total	Média	0,748	1,839	1,737	4,324	67,059	0,333
	Variância	0,154	0,475	0,732	1,507	617,657	0,004
	D. Padrão	0,412	0,723	0,897	1,288	26,066	0,062

Fonte: próprio autor

Tabela 35: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H10, mão direita (parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pré	D1	1,037	3,120	0,606	4,438	0,156	0,305	26	0,155	0,362
	D2	0,902	0,396	0,650	1,890	0,161	0,711	33	0,306	0,753
3 dias	D1	5,752	0,132	3,002	3,955	0,363	0,534	61	0,373	0,585
	D2	6,069	0,176	5,214	3,296	0,235	0,331	57	0,287	0,420
	D3	5,773	0,220	3,880	3,560	0,355	0,455	48	0,340	0,483
30 dias	D1	4,886	0,220	2,183	2,813	0,430	0,819	39	0,456	0,759
	D2	4,358	0,308	2,768	3,735	0,389	0,643	37	0,420	0,644
	D3	4,213	0,264	2,054	0,747	0,657	1,740	35	0,693	1,359
90 dias	D1	4,501	0,176	1,706	3,691	0,315	0,552	58	0,406	0,750
	D2	4,194	0,220	3,896	3,208	0,264	0,537	50	0,329	0,591
	D3	4,056	0,264	2,110	2,944	0,361	0,620	46	0,407	0,753
Total	Média	4,158	0,499	2,552	3,116	0,335	0,659	44,545	0,379	0,678
	Variância	2,713	0,691	1,783	0,968	0,018	0,138	118,793	0,016	0,064
	D. Padrão	1,728	0,872	1,400	1,032	0,140	0,389	11,431	0,132	0,266

Fonte: próprio autor

Tabela 36: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H12, mão esquerda (não-parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	E1	0,011	2,261	1,787	4,059	87,783	0,357
	E2	0,1	1,654	2,93	4,684	61,272	0,738
	E3	0,121	2,195	1,655	3,971	79,762	0,392
3 dias	E1	0,364	1,213	1,412	2,989	71,599	0,559
	E2	0,419	1,633	2,073	4,125	62,743	0,636
	E3	0,574	2,548	2,272	5,394	68,856	0,412
30 dias	E1	0,221	2,911	2,89	6,022	80,34	0,274
	E2	0,618	1,875	2,349	4,842	67,961	0,388
	E3	0,375	1,996	1,39	3,761	73,452	0,53
90 dias	E1	0,286	1,809	1,733	3,828	75,227	0,414
	E2	0,363	2,052	1,897	4,312	68,894	0,684
	E3	0,386	1,755	1,897	4,038	67,556	0,49
Total	Média	0,320	1,992	2,024	4,335	72,120	0,489
	Variância	0,031	0,185	0,236	0,591	53,982	0,019
	D. Padrão	0,183	0,450	0,507	0,803	7,674	0,142

Fonte: próprio autor

Tabela 37: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H12, mão esquerda (não-parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	E1	5,413	0,220	3,057	0,571	1,340	1,866	46	1,295	2,166
	E2	1,461	0,879	0,506	1,494	0,546	0,907	21	0,921	1,691
	E3	4,825	0,220	2,207	0,571	1,204	1,713	44	0,996	1,732
3 dias	E1	5,264	0,308	0,954	1,494	0,931	1,323	25	1,134	1,984
	E2	4,582	0,264	2,059	0,703	1,053	1,695	36	1,051	2,432
	E3	6,157	0,176	3,129	0,483	1,481	2,577	43	1,306	2,532
30 dias	E1	5,778	0,132	3,031	0,396	1,218	2,775	46	1,037	2,089
	E2	5,151	0,220	1,021	1,626	0,763	1,530	41	0,904	1,654
	E3	5,316	0,220	2,258	0,571	1,703	3,236	38	1,580	3,299
90 dias	E1	5,065	0,264	2,439	0,747	1,093	1,972	38	1,178	2,232
	E2	5,390	0,220	2,167	0,571	1,484	2,902	39	1,516	2,345
	E3	4,961	0,264	1,414	1,187	0,711	1,525	32	1,077	2,277
Total	Média	4,947	0,282	2,020	0,868	1,127	2,002	37,417	1,166	2,203
	Variância	1,263	0,034	0,701	0,185	0,111	0,464	57,743	0,044	0,186
	D. Padrão	1,174	0,193	0,874	0,450	0,348	0,711	7,937	0,219	0,451

Fonte: próprio autor

Tabela 38: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H12, mão direita (parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	D2	1,004	2,338	2,007	5,349	21,352	0,369
	D3	0,905	1,500	1,742	4,147	19,601	0,511
3 dias	D1	0,662	2,008	1,841	4,511	54,866	0,571
	D2	0,927	2,415	2,085	5,427	43,327	0,377
	D3	0,573	1,699	1,963	4,235	35,174	0,448
30 dias	D1	8,282	1,368	1,875	11,525	25,560	0,191
	D2	9,606	2,195	0,088	11,889	34,076	0,274
90 dias	D1	3,077	2,526	2,051	7,654	60,241	0,257
	D2	3,673	2,615	2,084	8,372	60,455	0,205
	D3	1,202	2,482	1,423	5,107	66,148	0,407
Total	Média	2,991	2,115	1,716	6,822	42,080	0,361
	Variância	9,926	0,182	0,331	7,713	273,139	0,015
	D. Padrão	3,321	0,450	0,606	2,928	17,421	0,128

Fonte: próprio autor

Tabela 39: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H12, mão direita (parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	D2	1,822	0,176	0,963	0,439	0,447	0,644	53	0,472	0,744
	D3	2,114	0,220	0,775	0,659	0,412	0,794	42	0,534	0,946
3 dias	D1	3,751	0,176	1,079	0,527	0,770	1,315	45	0,771	1,336
	D2	3,254	0,132	1,327	0,439	0,542	0,865	39	0,479	0,867
	D3	2,633	0,176	0,721	1,582	0,565	0,984	41	0,528	0,889
30 dias	D1	2,733	0,220	2,063	0,396	0,279	0,536	96	0,416	0,722
	D2	2,648	0,176	1,458	0,439	0,305	0,587	102	0,420	0,769
90 dias	D1	3,732	0,132	1,086	0,439	0,454	0,920	73	0,686	1,383
	D2	3,585	0,132	1,313	0,791	0,432	0,888	75	0,613	1,369
	D3	4,121	0,176	1,287	0,923	0,565	1,215	45	0,682	1,377
Total	Média	3,039	0,171	1,207	0,664	0,477	0,875	61,100	0,560	1,040
	Variância	0,525	0,001	0,134	0,122	0,018	0,058	506,690	0,013	0,075
	D. Padrão	0,764	0,032	0,386	0,368	0,142	0,254	23,727	0,122	0,289

Fonte: próprio autor

Tabela 40: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H25, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	E1	0,938	2,636	1,544	5,118	76,650	0,384
	E2	0,960	2,790	2,029	5,779	85,346	0,487
	E3	0,893	2,535	2,493	5,921	100,274	0,489
3 dias	E1	0,551	2,250	1,765	4,566	129,418	0,453
	E2	0,562	2,528	1,929	5,019	120,279	0,649
	E3	0,595	2,582	1,357	4,534	129,344	0,502
30 dias	E1	0,397	2,768	1,401	4,566	95,456	0,633
	E2	0,662	2,272	1,025	3,959	86,591	0,638
	E3	0,595	2,625	1,258	4,478	74,794	0,573
90 dias	E1	0,342	1,875	1,731	3,948	73,804	0,498
	E2	0,375	2,349	1,864	4,588	97,566	0,429
	E3	0,452	2,173	1,335	3,960	113,244	0,527
Total	Média	0,610	2,449	1,644	4,703	98,564	0,522
	Variância	0,043	0,067	0,150	0,393	381,361	0,007
	D. Padrão	0,217	0,270	0,405	0,655	20,397	0,085

Fonte: próprio autor

Tabela 41: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H25, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	E1	5,440	0,176	2,616	0,483	0,861	1,411	46	0,843	1,427
	E2	5,476	0,176	1,902	0,483	0,702	0,968	47	0,700	0,974
	E3	6,455	0,176	1,977	0,483	0,655	0,850	55	0,732	0,991
3 dias	E1	9,407	0,220	3,482	0,571	0,961	1,238	42	0,927	1,352
	E2	9,546	0,176	3,766	0,483	1,004	1,500	50	1,123	1,672
	E3	9,110	0,176	3,169	0,527	0,723	1,087	42	0,649	0,877
30 dias	E1	6,947	0,176	2,859	0,483	0,735	1,147	51	0,806	1,253
	E2	6,246	0,220	3,531	0,571	1,122	1,617	49	1,184	1,693
	E3	6,869	0,176	2,749	0,527	1,117	1,429	50	1,203	1,690
90 dias	E1	5,920	0,220	2,129	0,615	0,734	1,122	36	0,719	1,081
	E2	7,976	0,176	2,741	0,571	1,358	1,754	44	1,161	1,892
	E3	8,126	0,220	3,196	0,571	0,863	1,159	45	0,948	1,222
Total	Média	7,293	0,190	2,843	0,531	0,903	1,273	46,417	0,916	1,344
	Variância	2,061	0,000	0,348	0,002	0,042	0,067	23,576	0,039	0,102
	D. Padrão	1,499	0,022	0,616	0,048	0,215	0,271	5,071	0,206	0,334

Fonte: próprio autor

Tabela 42: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H25, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	D1	0,585	2,757	2,326	5,668	94,516	0,435
	D2	0,739	2,349	2,570	5,658	93,906	0,479
	D3	0,617	2,824	3,088	6,529	82,055	0,371
3 dias	D1	0,552	2,492	2,460	5,504	100,368	0,438
	D2	0,419	3,033	2,131	5,583	100,873	0,613
	D3	0,386	2,757	1,920	5,063	134,412	0,571
30 dias	D2	0,408	1,985	1,886	4,279	94,180	0,524
	D3	0,397	2,283	1,599	4,279	95,727	0,505
90 dias	D1	0,397	1,732	1,268	3,397	93,897	0,509
	D2	0,386	2,096	0,871	3,353	96,917	0,569
	D3	0,408	1,875	1,566	3,849	95,083	0,519
Total	Média	0,481	2,380	1,971	4,833	98,358	0,503
	Variância	0,013	0,167	0,365	1,014	151,610	0,004
	D. Padrão	0,121	0,429	0,634	1,056	12,914	0,070

Fonte: próprio autor

Tabela 43: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H25, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	D1	6,833	0,132	3,073	0,439	1,372	2,612	54	1,387	2,386
	D2	6,761	0,176	2,732	0,483	1,222	1,749	55	1,350	2,005
	D3	7,201	0,132	3,722	0,439	0,874	1,571	66	1,107	1,700
3 dias	D1	7,605	0,176	2,531	0,571	0,793	1,437	61	1,241	2,095
	D2	7,946	0,132	2,943	0,439	2,079	3,276	42	1,760	2,594
	D3	8,995	0,176	4,379	0,483	1,514	2,259	54	1,683	2,486
30 dias	D2	7,410	0,220	3,259	0,615	1,253	2,589	41	1,502	2,652
	D3	7,425	0,176	3,557	0,571	1,509	3,326	47	1,356	2,946
90 dias	D1	7,447	0,264	3,174	0,747	1,064	1,879	36	1,227	2,228
	D2	7,314	0,220	4,300	0,659	1,050	2,073	38	1,266	2,202
	D3	8,507	0,220	3,121	0,659	1,364	2,445	36	1,417	2,590
Total	Média	7,586	0,184	3,345	0,555	1,281	2,292	48,182	1,391	2,353
	Variância	0,410	0,002	0,321	0,010	0,115	0,365	98,876	0,035	0,111
	D. Padrão	0,672	0,043	0,594	0,106	0,356	0,634	10,429	0,196	0,350

Fonte: próprio autor



Tabela 44: Variáveis cinemáticas temporais, Paciente H01, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
30 dias	E1	1,875	1,841	3,342	7,058	32,153	0,279
	E2	1,875	2,625	3,149	7,649	69,421	0,321
	E3	1,985	2,725	5,117	9,827	56,693	0,281
90 dias	E1	1,621	1,484	2,746	5,851	36,296	0,389
	E2	1,577	1,293	2,299	5,169	49,447	0,304
	E3	1,898	0,860	2,349	5,107	29,689	0,414
Total	Média	1,805	1,805	3,167	6,777	45,617	0,331
	Variância	0,023	0,463	0,906	2,729	204,306	0,003
	D. Padrão	0,165	0,745	1,042	1,810	15,658	0,057

Fonte: próprio autor

Tabela 45: Variáveis cinemáticas espectrais, Paciente H01, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
30 dias	E1	3,837	0,176	1,972	0,396	0,817	1,278	60	0,678	1,164
	E2	5,988	0,132	2,876	0,352	0,797	1,152	67	0,749	1,103
	E3	5,354	0,132	2,183	0,308	0,417	0,748	89	0,583	0,886
90 dias	E1	3,724	0,220	1,279	0,615	0,494	0,988	54	0,639	0,953
	E2	4,336	0,220	1,549	0,791	0,618	0,907	45	0,618	1,012
	E3	4,329	0,264	1,221	0,615	0,481	0,772	51	0,598	0,907
Total	Média	4,595	0,190	1,847	0,513	0,604	0,974	61,000	0,644	1,004
	Variância	0,664	0,002	0,332	0,030	0,024	0,037	204,333	0,003	0,010
	D. Padrão	0,893	0,053	0,631	0,190	0,170	0,210	15,659	0,061	0,111

Fonte: próprio autor

Tabela 46: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H01, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
3 dias	D1	0,574	2,525	1,655	4,754	79,642	0,497
	D2	0,375	2,327	2,306	5,008	79,298	0,586
	D3	0,122	2,206	2,536	4,864	77,941	0,542
30 dias	D1	0,253	1,677	1,919	3,849	82,989	0,602
	D2	0,088	2,547	1,434	4,069	93,888	0,675
	D3	0,176	2,129	2,173	4,478	98,191	0,591
90 dias	D1	0,683	1,931	1,764	4,378	88,744	0,504
	D2	0,728	2,349	2,250	5,327	74,704	0,516
	D3	0,893	1,986	2,085	4,964	83,544	0,515
Total	Média	0,432	2,186	2,014	4,632	84,327	0,559
	Variância	0,078	0,073	0,109	0,202	54,018	0,003
	D. Padrão	0,296	0,287	0,350	0,477	7,796	0,059

Fonte: próprio autor

Tabela 47: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H01, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
3 dias	D1	5,869	0,176	2,243	0,527	1,820	2,608	50	1,982	3,171
	D2	5,975	0,176	1,483	0,527	2,156	3,123	50	2,155	3,307
	D3	6,376	0,176	2,062	0,483	2,610	3,165	51	2,486	3,648
30 dias	D1	5,920	0,220	0,924	0,659	2,241	3,681	39	2,231	3,486
	D2	6,731	0,220	3,074	0,571	1,876	3,249	48	2,025	3,753
	D3	6,169	0,176	2,088	0,527	1,402	1,986	44	1,453	2,273
90 dias	D1	5,774	0,220	1,673	0,615	1,913	2,956	38	1,825	2,945
	D2	5,113	0,176	1,677	0,527	1,968	2,413	50	1,951	2,841
	D3	5,900	0,220	1,197	0,571	1,352	2,206	55	1,700	2,670
Total	Média	5,981	0,195	1,825	0,557	1,926	2,821	47,222	1,979	3,122
	Variância	0,175	0,000	0,358	0,003	0,138	0,271	29,062	0,081	0,209
	D. Padrão	0,443	0,023	0,635	0,054	0,394	0,552	5,718	0,303	0,485

Fonte: próprio autor

Tabela 48: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H09, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	E1	0,121	2,107	2,470	4,698	28,005	0,297
3 dias	E1	7,720	1,158	1,291	10,169	33,765	0,154
	E2	1,158	1,334	2,735	5,227	28,432	0,148
	E3	3,210	0,772	1,654	5,636	26,235	0,218
30 dias	E1	3,241	0,992	1,522	5,755	33,836	0,179
	E2	2,603	1,632	1,776	6,011	38,827	0,282
Total	Média	3,009	1,333	1,908	6,249	31,517	0,213
	Variância	5,703	0,192	0,269	3,249	18,936	0,003
	D. Padrão	2,616	0,480	0,568	1,974	4,767	0,064

Fonte: próprio autor

Tabela 49: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H09, mão esquerda (parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	E1	2,173	0,176	1,569	0,615	0,508	1,038	47	0,494	0,908
3 dias	E1	3,368	0,220	3,355	0,396	0,386	0,726	78	0,453	0,775
	E2	1,793	0,176	1,135	3,076	0,199	0,506	47	0,294	0,660
	E3	2,123	0,264	1,068	0,791	0,364	0,697	48	0,664	1,028
30 dias	E1	2,470	0,264	0,660	1,626	0,460	0,651	55	0,672	1,083
	E2	2,564	0,220	1,570	2,593	0,319	0,627	63	0,363	0,719
Total	Média	2,415	0,220	1,560	1,516	0,373	0,707	56,333	0,490	0,862
	Variância	0,244	0,001	0,743	1,033	0,010	0,027	126,556	0,020	0,025
	D. Padrão	0,541	0,039	0,944	1,113	0,109	0,179	12,323	0,155	0,172

Fonte: próprio autor

Tabela 50: Variáveis cinemáticas temporais do Paciente H09, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
Pre	D1	0,85	1,864	2,801	5,515	86,223	0,313
	D2	0,276	2,239	2,922	5,437	84,470	0,396
	D3	0,474	1,886	2,824	5,184	91,703	0,299
3 dias	D1	0,551	1,224	1,842	3,617	72,032	0,433
	D2	0,629	1,456	2,04	4,125	88,413	0,376
	D3	0,573	1,279	1,82	3,672	83,212	0,295
30 dias	D1	0,519	1,643	1,125	3,287	77,709	0,328
	D2	0,651	1,456	1,555	3,662	85,369	0,371
	D3	0,696	1,731	1,997	4,424	86,290	0,309
Total	Média	0,580	1,642	2,103	4,325	83,936	0,347
	Variância	0,022	0,094	0,344	0,654	30,498	0,002
	D. Padrão	0,159	0,326	0,622	0,858	5,857	0,049

Fonte: próprio autor

Tabela 51: Variáveis cinemáticas espectrais do Paciente H09, mão direita (não-parética)

Fase	Tentativa	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
Pre	D1	6,500	0,220	1,581	0,615	1,105	1,647	1,581	1,159	1,958
	D2	6,826	0,220	1,064	0,747	0,719	1,447	1,064	1,039	1,825
	D3	7,391	0,220	2,355	0,791	1,411	1,908	2,355	1,633	2,561
3 dias	D1	5,137	0,308	1,251	1,406	1,234	2,193	1,251	1,442	3,204
	D2	5,633	0,264	0,671	1,582	1,118	1,717	0,671	1,534	2,351
	D3	5,831	0,308	1,324	1,187	0,921	1,724	1,324	1,120	1,985
30 dias	D1	5,419	0,264	1,284	1,802	1,101	1,745	1,284	1,022	1,647
	D2	5,894	0,308	1,112	1,406	1,003	1,471	1,112	1,193	2,040
	D3	5,902	0,264	1,614	1,055	0,644	1,307	1,614	0,966	1,762
Total	Média	6,059	0,264	1,362	1,177	1,029	1,685	1,362	1,234	2,148
	Variância	0,456	0,001	0,194	0,147	0,051	0,062	0,194	0,052	0,212
	D. Padrão	0,716	0,038	0,467	0,407	0,241	0,265	0,467	0,242	0,488

Fonte: próprio autor

Resultados das variáveis cinemáticas dos Indivíduos de Controle:

Tabela 52: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C1 (59 anos)

Mão	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
D1	0,132	2,118	2,316	4,566	66,115	0,421
D2	0,033	2,279	2,184	4,496	70,341	0,506
D3	0,363	2,361	2,018	4,742	65,979	0,452
Média	0,18	2,25	2,17	4,60	67,48	0,46
Variancia	0,03	0,02	0,02	0,02	6,15	0,00
D.Padrão	0,17	0,12	0,15	0,13	2,48	0,04
E1	0,033	2,261	1,092	3,386	61,527	0,530
E2	0,342	1,897	2,250	4,489	59,579	0,389
E3	0,066	1,975	1,544	3,585	67,030	0,483
Média	0,15	2,04	1,63	3,82	62,71	0,47
Variancia	0,03	0,04	0,34	0,35	14,93	0,01
D.Padrão	0,17	0,19	0,58	0,59	3,86	0,07

Fonte: próprio autor

Tabela 53: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C1 (59 anos)

Mão	PMC	FPMC	PSMC	FPSMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
D1	4,490	0,176	1,291	0,835	0,944	1,917	50	1,089	2,024
D2	4,779	0,176	1,947	0,571	1,386	3,458	39	1,259	3,011
D3	4,658	0,176	1,676	0,527	1,461	2,641	49	1,468	2,727
Média	4,64	0,18	1,64	0,64	1,26	2,67	46,00	1,27	2,59
Variancia	0,02	0,00	0,11	0,03	0,08	0,59	37,00	0,04	0,26
D.Padrão	0,15	0,00	0,33	0,17	0,28	0,77	6,08	0,19	0,51
E1	3,990	0,220	1,926	0,615	0,860	1,515	38	0,974	1,761
E2	3,977	0,220	1,677	0,571	1,056	1,496	44	1,060	1,545
E3	4,554	0,176	2,094	0,571	0,933	1,397	49	1,043	1,594
Média	4,17	0,21	1,90	0,59	0,95	1,47	43,67	1,03	1,63
Variancia	0,11	0,00	0,04	0,00	0,01	0,00	30,33	0,00	0,01
D.Padrão	0,33	0,03	0,21	0,03	0,10	0,06	5,51	0,05	0,11

Fonte: próprio autor

Tabela 54: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C2 (61 anos)

Mão	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
D1	0,199	1,555	1,235	2,989	78,142	0,496
D2	0,275	1,489	1,225	2,989	74,701	0,417
D3	0,198	1,280	1,316	2,794	74,269	0,512
Média	0,22	1,44	1,26	2,92	75,70	0,48
Variancia	0,00	0,02	0,00	0,01	4,50	0,00
D.Padrão	0,04	0,14	0,05	0,11	2,12	0,05
E1	0,474	1,533	0,662	2,669	73,531	0,451
E2	0,320	1,356	1,566	3,242	75,954	0,501
E3	0,353	1,345	1,611	3,309	71,956	0,446
Média	0,38	1,41	1,28	3,07	73,81	0,47
Variancia	0,01	0,01	0,29	0,12	4,06	0,00
D.Padrão	0,08	0,11	0,54	0,35	2,01	0,03

Fonte: próprio autor

Tabela 55: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C2 (61 anos)

Mão	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
D1	5,085	0,264	1,812	0,791	1,423	2,437	33	1,526	2,203
D2	4,837	0,264	1,802	0,791	1,355	2,124	30	1,349	2,066
D3	5,087	0,308	0,946	0,923	1,526	2,295	29	1,438	2,172
Média	5,00	0,28	1,52	0,83	1,43	2,29	30,67	1,44	2,15
Variancia	0,02	0,00	0,25	0,01	0,01	0,02	4,33	0,01	0,01
D.Padrão	0,14	0,03	0,50	0,08	0,09	0,16	2,08	0,09	0,07
E1	4,684	0,308	2,023	0,879	1,070	1,559	27	0,959	1,540
E2	5,125	0,264	1,145	0,791	1,234	1,401	29	1,153	1,478
E3	4,897	0,264	1,519	0,791	1,401	1,829	30	1,305	1,678
Média	4,90	0,28	1,56	0,82	1,24	1,60	28,67	1,14	1,57
Variancia	0,05	0,00	0,19	0,00	0,03	0,05	2,33	0,03	0,01
D.Padrão	0,22	0,03	0,44	0,05	0,17	0,22	1,53	0,17	0,10

Fonte: próprio autor

Tabela 56: Variáveis cinemáticas temporais do Controle C4 (72 anos)

Mão	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
D1	0,397	1,291	1,798	3,486	69,642	0,564
D2	0,573	1,423	1,632	3,628	71,959	0,533
D3	0,287	1,455	1,412	3,154	85,114	0,506
Média	0,42	1,39	1,61	3,42	75,57	0,53
Variancia	0,02	0,01	0,04	0,06	69,63	0,00
D.Padrão	0,14	0,09	0,19	0,24	8,34	0,03
E1	0,353	1,213	0,761	2,327	68,451	0,554
E2	0,320	1,357	0,959	2,636	70,252	0,580
E3	0,287	1,765	1,632	3,684	74,921	0,450
Média	0,32	1,45	1,12	2,88	71,21	0,53
Variancia	0,00	0,08	0,21	0,51	11,15	0,00
D.Padrão	0,03	0,29	0,46	0,71	3,34	0,07

Fonte: próprio autor

Tabela 57: Variáveis cinemáticas espectrais do Controle C4 (72 anos)

Mão	PMC	FPMC	PSMC	FSPMC	RPMR1	RPMR3	NP15	RMR1	RMR3
D1	4,811	0,264	1,011	0,835	1,421	2,318	35	1,640	2,819
D2	4,964	0,264	1,238	0,791	1,625	2,326	36	1,749	2,510
D3	5,623	0,308	1,286	0,879	1,400	1,723	32	1,396	2,064
Média	5,13	0,28	1,18	0,83	1,48	2,12	34,33	1,59	2,46
Variancia	0,19	0,00	0,02	0,00	0,02	0,12	4,33	0,03	0,14
D.Padrão	0,43	0,03	0,15	0,04	0,12	0,35	2,08	0,18	0,38
E1	4,256	0,352	1,289	1,011	0,901	1,871	27	1,390	2,224
E2	4,453	0,308	1,388	0,879	1,544	1,811	29	1,448	2,097
E3	4,963	0,264	0,792	1,230	1,232	1,778	32	1,424	2,362
Média	4,56	0,31	1,16	1,04	1,23	1,82	29,33	1,42	2,23
Variancia	0,13	0,00	0,10	0,03	0,10	0,00	6,33	0,00	0,02
D.Padrão	0,37	0,04	0,32	0,18	0,32	0,05	2,52	0,03	0,13

Fonte: próprio autor



Tabela 58: Resultado do P-teste e *p*-valor comparando-se mão parética com mão não-parética dos pacientes do estudo #3, variáveis cinemática temporais (em negrito  $p < 0,05$ )

Parética x não-parética	Teste	Acomodação	Transporte	Retorno	Total	MaxY	MVA
H01	P-teste	<b>3,49E-08</b>	0,2767	<b>0,0399</b>	<b>0,0363</b>	<b>0,0008</b>	<b>1,29E-05</b>
H01	<i>p</i> -valor	<b>1,31E-07</b>	0,1825	<b>0,0082</b>	<b>0,0044</b>	<b>2,34E-05</b>	<b>5,32E-06</b>
H09	P-teste	0,0723	0,2042	0,5427	0,0654	<b>2,51E-10</b>	<b>0,0019</b>
H09	<i>p</i> -valor	<b>0,0141</b>	0,1581	0,5496	<b>0,0214</b>	<b>1,24E-10</b>	<b>0,0005</b>
H10	P-teste	<b>0,0016</b>	<b>0,0163</b>	0,1980	<b>0,0023</b>	0,9117	<b>0,0005</b>
H10	<i>p</i> -valor	<b>0,0003</b>	<b>0,0115</b>	0,1714	<b>0,0007</b>	0,9116	<b>0,0005</b>
H12	P-teste	<b>0,0327</b>	0,6477	0,3476	<b>0,0254</b>	<b>0,0002</b>	0,0711
H12	<i>p</i> -valor	<b>0,0158</b>	0,6480	0,3380	<b>0,0130</b>	<b>3,08E-05</b>	0,0707
H25	P-teste	0,0923	0,6569	0,1622	0,7303	0,9770	0,5640
H25	<i>p</i> -valor	0,0971	0,6494	0,1513	0,7239	0,9774	0,5675

Fonte: próprio autor

Tabela 59: Resultado do P-teste e *p*-valor comparando-se mão parética com mão não-parética dos pacientes do estudo #3, variáveis cinemática espectrais

Parética x não- parética	Teste	PMC	PSMC	PP	RMR1	RPMR1	RMR2	RPMR2	RMR3	RPMR3	R2MP	NP15	NP50
H01	P-teste	<b>0,0097</b>	0,948	<b>0,0097</b>	<b>4,30E-07</b>	<b>1,23E-06</b>	<b>5,79E-06</b>	<b>0,0015</b>	<b>5,01E-07</b>	<b>1,88E-06</b>	<b>1,26E-05</b>	0,0844	0,1355
H01	<i>p</i> -valor	<b>0,0015</b>	0,948	<b>0,0015</b>	<b>9,81E-08</b>	<b>3,45E-06</b>	<b>6,83E-06</b>	<b>0,0028</b>	<b>1,14E-07</b>	<b>3,16E-06</b>	<b>8,50E-06</b>	<b>0,0296</b>	<b>0,0642</b>
H09	P-teste	<b>4,73E-08</b>	0,649	<b>4,73E-08</b>	<b>6,30E-06</b>	<b>1,16E-05</b>	<b>7,48E-06</b>	<b>2,43E-05</b>	<b>1,62E-05</b>	<b>1,11E-06</b>	<b>8,39E-05</b>	<b>0,0082</b>	<b>0,0162</b>
H09	<i>p</i> -valor	<b>9,46E-08</b>	0,596	<b>9,46E-08</b>	<b>1,61E-05</b>	<b>3,18E-05</b>	<b>6,83E-06</b>	<b>1,91E-05</b>	<b>3,54E-05</b>	<b>2,68E-06</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,0020</b>	<b>0,0059</b>
H10	P-teste	0,2045	0,391	0,1963	<b>2,08E-06</b>	<b>1,29E-05</b>	<b>8,92E-06</b>	<b>1,62E-05</b>	<b>1,23E-07</b>	<b>2,82E-06</b>	<b>3,11E-06</b>	<b>0,0022</b>	<b>0,0075</b>
H10	<i>p</i> -valor	0,2064	0,385	0,1972	<b>2,55E-07</b>	<b>1,80E-06</b>	<b>2,63E-06</b>	<b>1,42E-06</b>	<b>2,03E-08</b>	<b>1,72E-06</b>	<b>1,18E-07</b>	<b>0,0009</b>	<b>0,0042</b>
H12	P-teste	<b>1,20E-06</b>	<b>0,0025</b>	<b>1,21E-06</b>	<b>0,0000003</b>	<b>9,02E-06</b>	<b>2,68E-05</b>	<b>3,48E-05</b>	<b>8,85E-07</b>	<b>6,51E-05</b>	<b>1,52E-06</b>	<b>0,0168</b>	<b>0,0086</b>
H12	<i>p</i> -valor	<b>9,71E-08</b>	<b>0,0023</b>	<b>9,71E-08</b>	<b>0,0000001</b>	<b>2,83E-06</b>	<b>2,59E-05</b>	<b>2,95E-05</b>	<b>5,87E-07</b>	<b>2,31E-05</b>	<b>1,08E-06</b>	<b>0,0075</b>	<b>0,0030</b>
H25	P-teste	0,5489	0,0602	0,5489	<b>0,0000127</b>	<b>0,0076</b>	<b>0,0007</b>	<b>0,0156</b>	<b>5,74E-07</b>	<b>0,0003</b>	<b>0,0003</b>	0,6187	0,3423
H25	<i>p</i> -valor	0,5588	0,0606	0,5588	<b>0,0000131</b>	<b>0,0052</b>	<b>0,0005</b>	<b>0,0091</b>	<b>5,56E-07</b>	<b>4,82E-05</b>	<b>0,0002</b>	0,6061	0,3235

Fonte: próprio autor





## APÊNDICE 4

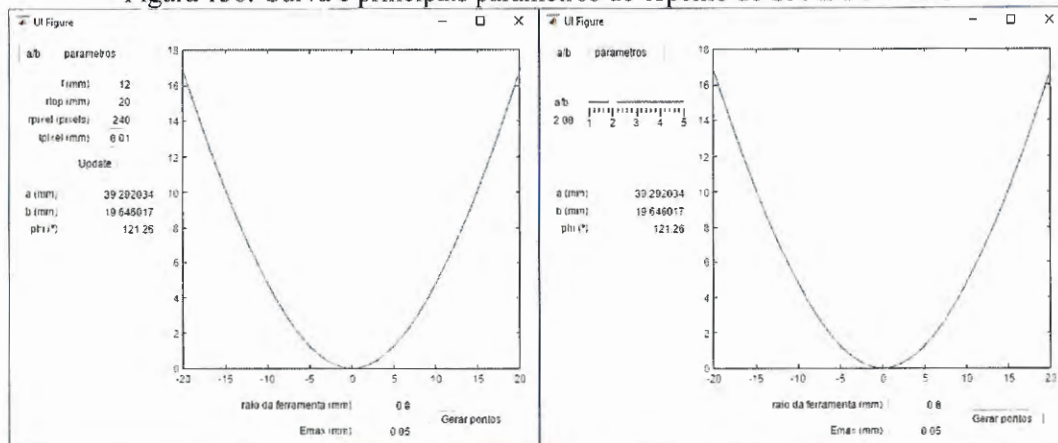
### Projeto da Versão 2 do SPMM

No início deste projeto de pesquisa, a versão 1 do SPMM estava construída e em fase de avaliação. Esta versão foi utilizada na coleta de dados com crianças típicas da cidade de São Carlos e na AACD em São Paulo na coleta com pacientes de AVC, os dados resultantes destes trabalhos foram publicados na revista *Frontiers* (ROCHA et al., 2016) e na 7ª Conferência Internacional em Robótica Biomédica e Biomecatrônica - Biorob – IEEE (APPEL et al., 2018), respectivamente, como resultados preliminares do SPMM.

Na ocasião da utilização da versão 1 do dispositivo, os pesquisadores detectaram oportunidades de melhoria no projeto do equipamento, bem como na forma de coletar dados dos sensores que utilizava *softwares* proprietários sem sincronização. O cilindro de vidro oferecia risco para segurança, o dispositivo poderia ser mais leve para crianças menores participarem da pesquisa, a imagem omnidirecional poderia ter mais definição em sua parte interna, onde possui menos pixels.

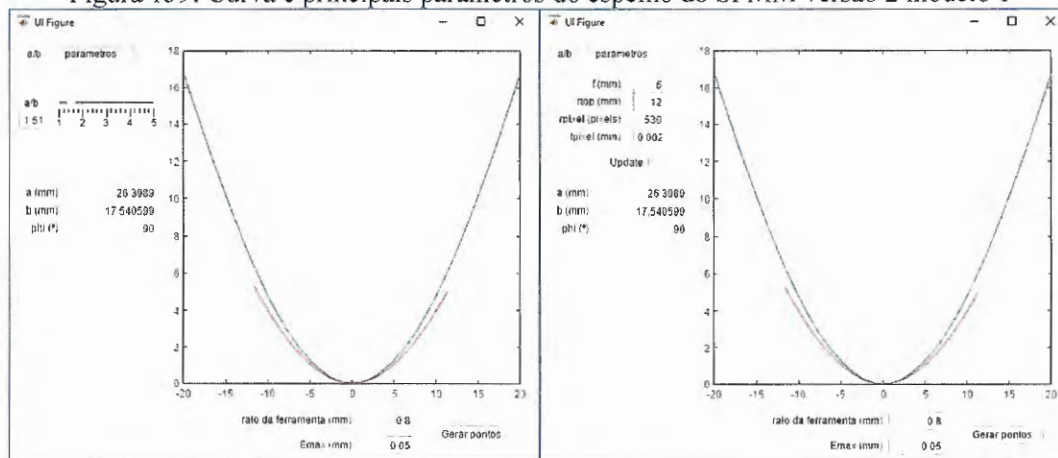
Desta forma a versão 2 do SPMM foi projetada e construída. *Software* de aquisição síncrona dos dados dos sensores (câmera, IMU e *Leap Motion*) foi projetado e implementado como trabalho de estágio do aluno de graduação Guilherme Rodrigues Chiqueti (CHIQUETI, 2017). A nova versão do dispositivo possui altura de 159,6mm, menor se comparada à versão 1 cuja altura era igual a 280mm. O material do cilindro transparente foi substituído por acrílico oferecendo mais segurança para o usuário e terapeuta. O peso final do dispositivo ficou reduzido pela metade, de 0,555kg para 0,250kg. O espelho hiperbólico foi reprojetoado com o intuito de obter imagem planificada com melhor definição na sua parte inferior, relativa ao centro da imagem omnidirecional, e as novas especificações estão detalhadas na Tabela 24 do Apêndice 1. Dois novos modelos de espelhos foram concebidos, de acordo com o conjunto de câmeras e lentes especialmente adquiridas para o projeto, e com equacionamento seguindo a metodologia (seção 3.1.1) descrita por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006). Nas Figuras 158, 159 e 160 estão apresentadas as curvas e principais parâmetros dos espelhos da versão 1 e da versão 2 modelos 1 e 2 do SPMM.

Figura 158: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 1



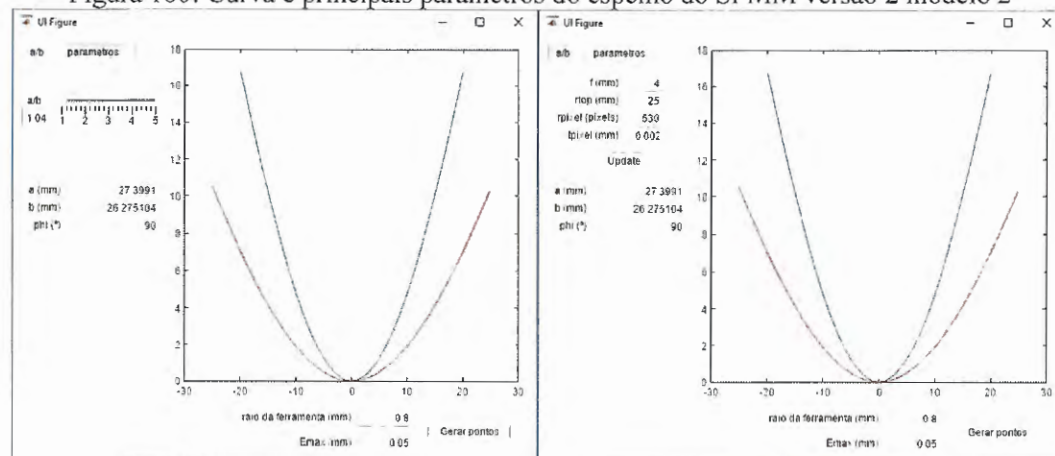
Fonte: Grassi Junior e Okamoto Junior (2006)

Figura 159: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 2 modelo 1



Fonte: próprio autor

Figura 160: Curva e principais parâmetros do espelho do SPMM versão 2 modelo 2



Fonte: próprio autor

Os espelhos omnidirecionais fabricados para este projeto foram usinados a partir de um cilindro maciço de alumínio. A fabricação de um espelho em alumínio pode ser feita através do

torneamento do material em torno CNC seguida pelo polimento da peça até que ela se torne reflexiva como um espelho. Ao invés do polimento, também pode-se revestir a superfície com uma camada de níquel ou cromo. Esses métodos de fabricação são mencionados nos trabalhos de Chahl e Sirinivasan (1997), Hicks e Bajcsy (2001), e Ishiguro (1998).

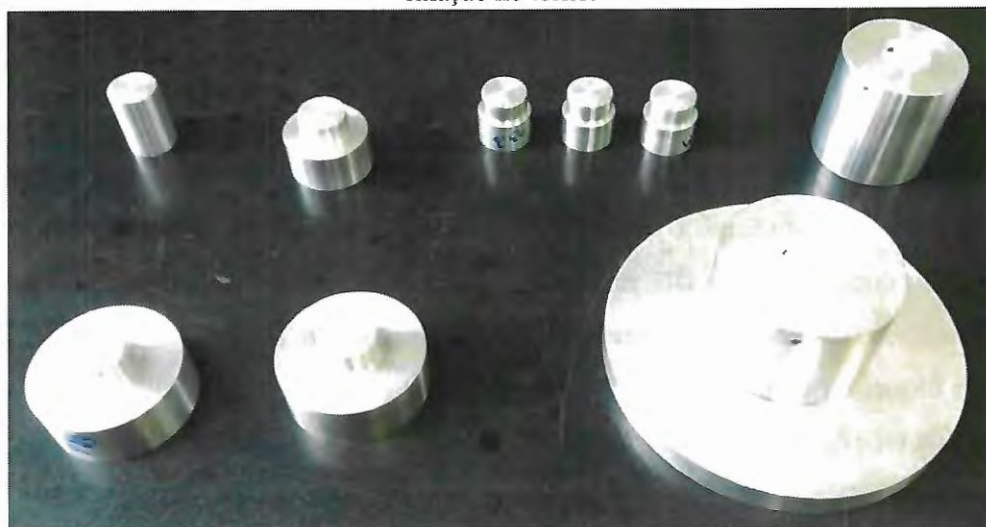
Entretanto, o Departamento de Engenharia Mecânica da USP de São Carlos possui um torno CNC de ultra-precisão. Este torno é capaz de dar às peças usinadas um acabamento superior ao de uma peça polida com ultra-precisão, resultando em uma superfície reflexiva como um espelho. Assim, utilizando-se o torno de ultra-precisão, evita-se o polimento manual da superfície da peça, ou o depósito de níquel ou cromo, que podem imprimir erros na forma do espelho. Por essas razões, neste projeto, os espelhos foram fabricados utilizando o torno CNC de ultra-precisão disponível na USP de São Carlos.

É importante observar que o tipo do alumínio utilizado tem influência na qualidade final do espelho usinado no torno CNC de ultra-precisão. A liga de alumínio não pode ser muito mole, por esta razão foi escolhida a liga especial 6351-T6 para fabricação dos espelhos.

O método utilizado para fabricação de espelhos omnidirecionais pode ser dividido nas seguintes etapas:

- a) **Projeto do espelho:** a partir das especificações de projeto e características da lente e câmera utilizada no sistema de visão omnidirecional, determina-se a equação que descreve a superfície do espelho;
- b) **Cálculo dos pontos da superfície do espelho:** os pontos que foram programados no torno CNC de ultra-precisão foram calculados de forma adequada para que se tenha um controle do erro de forma na superfície do espelho. Um relatório de usinagem foi elaborado com todos os detalhes, algoritmo de geração dos pontos, bem como os pontos calculados. *Software* para geração dos pontos foi desenvolvido de acordo com o algoritmo;
- c) **Torneamento de desbaste da peça:** na etapa inicial do processo, a peça é usinada, em um torno convencional, em formato cilíndrico mais próximo possível à curva do espelho (Figura 19).

Figura 161: Peças usinadas em formato cilíndrico. Na imagem estão também as peças fabricadas para fixação no torno.



Fonte: próprio autor.

- d) **Torneamento no torno CNC convencional:** nesta etapa a peça é usinada até que a superfície hiperbólica do espelho adquira dimensões próximas às dimensões finais (Figura 20).

Figura 162: Peças usinadas em torno CNC



Fonte: próprio autor.

- e) **Acabamento da superfície em torno CNC de ultra-precisão:** a superfície adquire acabamento espelhado, completando a fabricação do espelho (Figura 21 (a)). Na Figura 21 (b) foto da peça em fase final de usinagem no torno de ultra-precisão.



Figura 163: (a) Peça usinada em torno de ultra-precisão; (b) Peça em usinagem.



Fonte: próprio autor.

Detalhes técnicos específicos do projeto do dispositivo, bem como detalhes específicos do projeto dos espelhos estão protegidos por sigilo de patente.

Como resultado deste desenvolvimento, temos o SPMM versão 2, modelos 1 e 2 apresentados na Figura 3 da seção 3.1. As imagens capturadas pelo conjunto óptico do novo modelo ganharam melhor definição na parte inferior das imagens panorâmicas, como pode ser observado na Figuras 170 (a) e (b), imagem panorâmica da versão 1 e da versão 2 do SPMM respectivamente.

Figura 164: (a) Imagem panorâmica – SPMM versão 1; (b) Imagem panorâmica – SPMM versão 2.



Fonte: próprio autor



## APÊNDICE 5

### **Processamento de Imagem**

Este processamento de imagem foi elaborado para as imagens adquiridas pelo SPMI versão 2, e é responsável pela planificação da imagem, segmentação, ou seja, pela separação de informação relativa à preensão palmar, e pela extração de características geométricas da mão, no caso o cálculo da área.

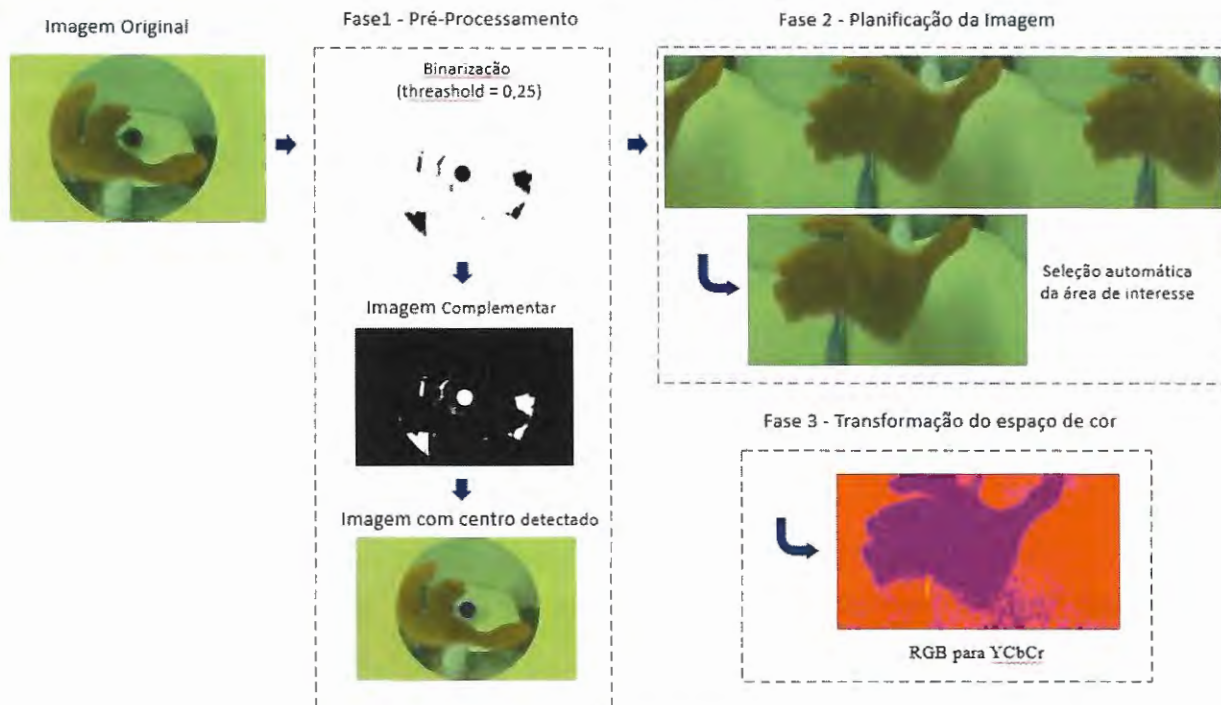
Devido à distorção inerente das imagens omnidirecionais, optou-se por não fazer uso de métodos de segmentação baseados em informações espaciais, e sim em abordagens baseadas em cor, mais especificamente em técnicas de detecção de pele. De acordo com Kakumanu et al. (2007), a detecção de tons de pele tem um papel importante em uma vasta área de aplicativos em processamento de imagens para detecção de faces, rastreamento de faces e pessoas, análise e reconhecimento de gestos e várias aplicações no domínio de interação homem-máquina. Detecção de tons de pele em imagens usando informação de cor não é uma tarefa fácil pois diversos fatores podem alterar a aparência da pele, tais como iluminação, cor de fundo, sombras, grupo étnico, características individuais como idade, sexo, e características da câmera pois sob as mesmas condições de iluminação a distribuição dos tons de pele de uma pessoa difere de uma câmera para outra dependendo das características do sensor de imagem. Na literatura vários artigos descreveram a significância da escolha do espaço de cores para processos de segmentação (GARCÍA-MATEOS et al., 2015; TERRILLON; AKAMATSU, 1999; ZARIT; SUPER; QUEK, 1999).

Desta forma, diferentes espaços de cores têm sido propostos e utilizados para detecção de pele. Vezhnevets, Sazonov e Andreeva (2003) publicaram uma revisão de diferentes espaços de cores para representação de tons de pele e métodos de detecção de pixels-pele. Posteriormente, uma revisão mais atualizada de modelagem e classificação de cor de pele foi publicada por Kakumanu, Makrogiannis e Bourbakis (2007) com adição de revisão de técnicas de adaptação de iluminação para detecção de pele, levando-se em conta que a maioria dos trabalhos descritos na área de detecção de pele funcionam bem sob condições controladas de iluminação e conjunto limitado de tipo de pele. Em Singh et al. (2003) um estudo experimental demonstrou que melhores taxas de acerto foram obtidas com novos espaços de cores baseados na combinação de canais de modelos convencionais de cores. Apesar dos diversos comparativos de espaços de cor para classificação de pele existentes, as condições e características particulares das imagens omnidirecionais de preensão palmar, aliadas a cena específica do contexto experimental original e o intuito final de se segmentar apenas a mão e não a pele, levantam incertezas da aplicabilidade dos resultados da literatura e motivam a investigação de abordagens tradicionais e novas.

O algoritmo criado para tratamento das imagens omnidirecionais pode ser dividido em fases. A fase 1 é o pré-processamento, ilustrada na Figura 165, no qual o algoritmo, que tem como entrada a imagem omnidirecional original, aplica um ajuste gamma para redução do contraste e faz detecção automática do centro da imagem (câmera). Na fase 2 o algoritmo faz a planificação da imagem aplicando o algoritmo descrito por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006), e seleciona de forma automática a área de interesse que no caso é a mão centralizada na imagem. Em seguida, na fase 3, acontece a transformação do espaço de cor de RGB para YCbCr que é muito utilizado em aplicações de detecção de pele, com bons resultados de discriminação. Este modelo consiste em separar o canal Y associado à luminosidade, e dois canais com informações de cor, Cr e Cb, que correspondem respectivamente aos canais R e B normalizados em intensidade. Para auxiliar na decisão da escolha do espaço de cor a ser utilizado, dois trabalhos anteriores foram conduzidos (PERISSINI; APPEL; CAURIN, 2017; PERISSINI et al., 2018), apresentando respectivamente comparativo entre 8 e 24 diferentes abordagens de segmentação utilizando imagens adquiridas em experimentos realizados com crianças. Análises do primeiro estudo comprovaram que a escolha do espaço de cores é fator determinante para desempenho dos métodos, sendo que o canal Cr com Otsu apresentaram alta sensibilidade (98,41%), baixo erro (2,11%) e elevada consistência. No segundo trabalho esta mesma abordagem foi superada, sendo que as transformações baseadas em distância de cor, o HSV modificado, o proposto Excess Green com vermelho em RGB e TLS com K-médias apresentaram resultados significativamente melhores ( $p < 0,05$ ). Mesmo assim o canal Cr do modelo de cor YCrCb com Otsu apresentou bom resultado com erro médio igual a 2,64 e média Youden igual a 93,75. Por esses resultados e por se tratar de um espaço de cor muito utilizado na literatura para segmentação de pele, YCrCb com Otsu foi a abordagem escolhida para o presente trabalho.

Outra conclusão importante do trabalho de Perissini et al. (2018) foi com relação ao controle do ambiente de coleta, a análise feita por imagens possibilitou concluir que algumas condições da cena dificultaram os processos de segmentação para certas abordagens, diferenciando o desempenho e mostrando a importância da escolha do espaço de cor adequado e do controle do ambiente e do procedimento de coleta de dados.

Figura 165: Processamento de Imagens, fases 1 a 3

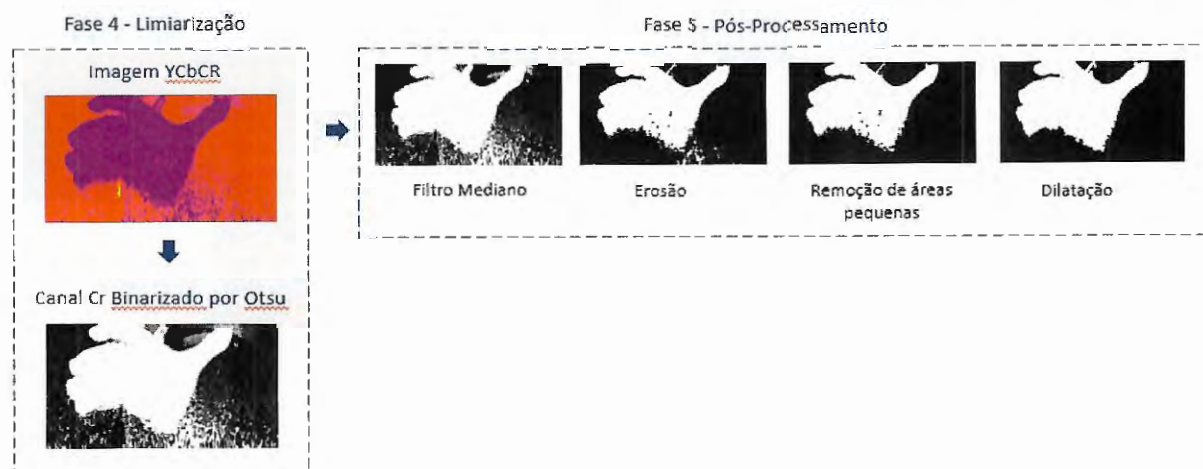


Fonte: próprio autor

Na fase 4 (Figura 166), a partir da imagem YCbCr, o canal com maior poder discriminativo para detecção de pele é selecionado para então ser limiarizado por Otsu, no caso canal Cr, resultando uma imagem binária de pele (1) e fundo (0). Na fase 5 o algoritmo faz o pós-processamento com intuito de remover ruídos e em especial separar pixels associados a face dos pixels da mão. Este processo contém a sequência de operações: filtro mediano, operação morfológica de erosão, rotulação das regiões, remoção de pequenas áreas, finalizando com uma dilatação com o mesmo elemento estruturante utilizado na erosão, preservando assim as dimensões originais. Como resultado é obtida a imagem com a mão segmentada.



Figura 166: Processamento de Imagens, fases 4 e 5



Fonte: próprio autor

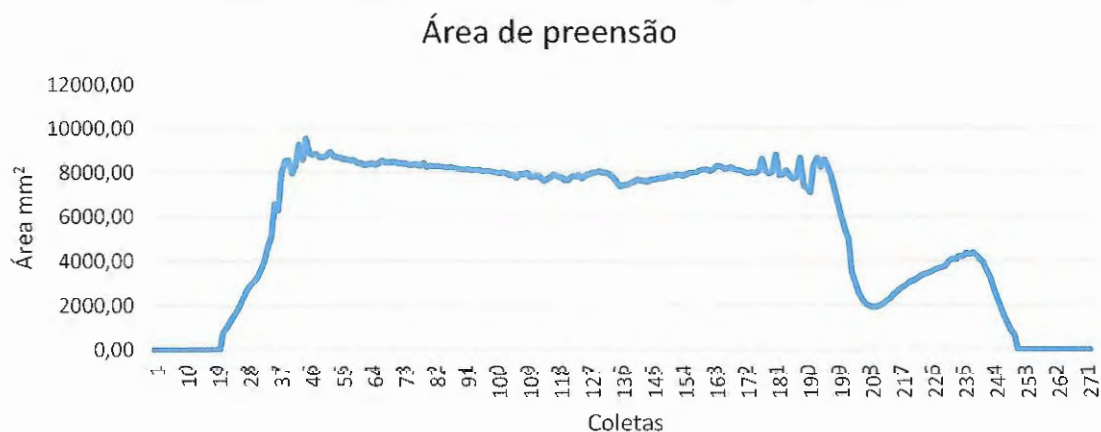
### Método para Extração de Conhecimento das Imagens de Postura de Mão

Com objetivo de obter informação ou conhecimento a partir da imagem de preensão que auxilie na identificação de métrica para classificar déficit, mão parética e mão saudável; logo após a segmentação da mão são realizados análise e cálculo da área de preensão.

Esta metodologia propõe as variáveis para cada tentativa de uma coleta:

- Área de preensão da imagem correspondente ao instante do início do movimento, onde a preensão já está estabilizada, ou seja, área do momento final da etapa de acomodação;
- Área média calculada no intervalo de preensão estável. O gráfico da Figura 173 contém as áreas de uma tentativa de coleta de dados com paciente.

Figura 167: Áreas calculadas à partir das imagens de uma coleta



Fonte: próprio autor

O cálculo da área é simples, como a imagem neste ponto do processamento de imagens está binarizada, pixels brancos correspondem à mão e são contados. Sabendo-se a área do pixel, a área da mão é a multiplicação do número de pixels pela área do pixel.

### Calibração para cálculo da área de prensão

Para calcular a área da mão nas imagens de prensão planificadas e pós-processadas conforme descrito na seção anterior, foram utilizadas informações de dimensões do copo e número de pixels da imagem planificada.

O cilindro de acrílico do SPMM possui altura de 133 mm dos quais 128mm são capturados pela câmera e diâmetro de 70mm (Figura 168), o que equivale a uma circunferência de comprimento igual a 219,9115 mm, ou  $2\pi r$  ou  $2\pi(d/2)$ . Uma imagem capturada pela câmera (Figura 169) depois de planificada (Figura 170) possui 1817x3330 pixels.

Figura 168: Altura e diâmetro do cilindro do SPMM



Fonte: próprio autor

Figura 169: Imagem capturada pelo SPMM



Fonte: próprio autor

Figura 170: Imagem planificada



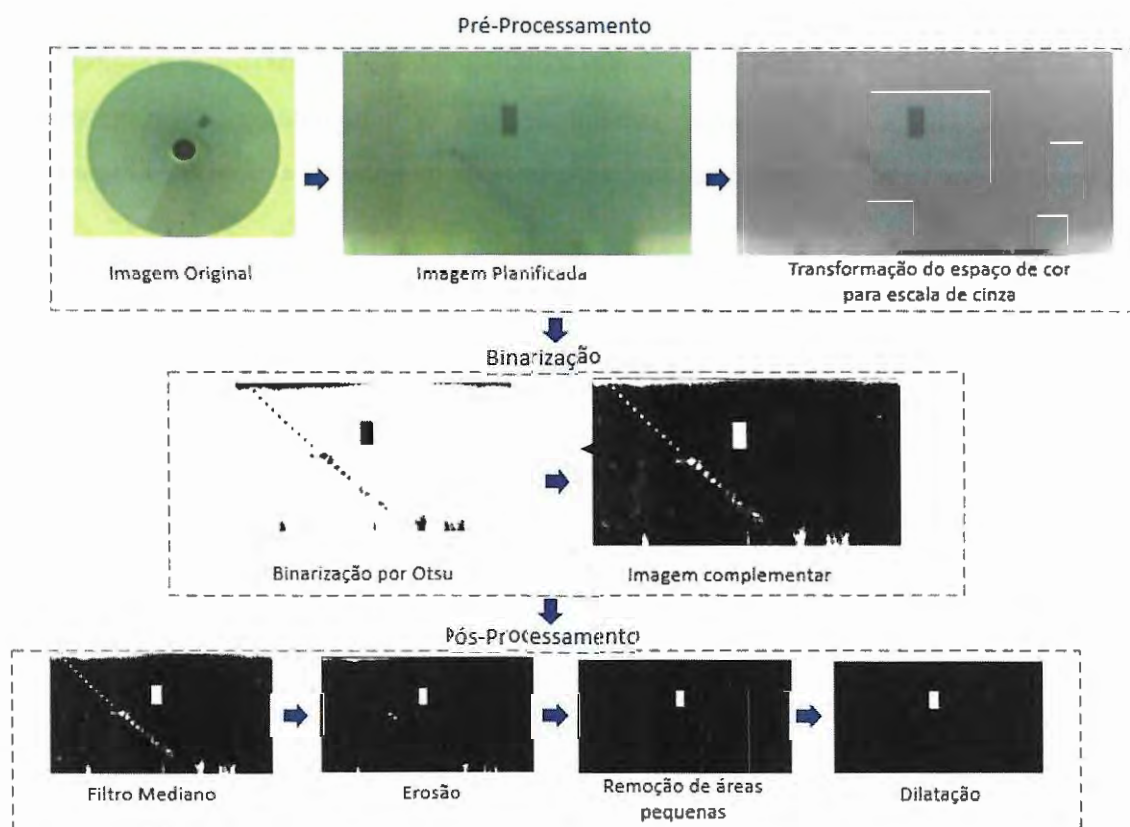
Fonte: próprio autor

Desta forma, com a altura, largura e número de pixels conhecidos, sabemos que 1 pixel da imagem possui dimensão de  $0,070446 \times 0,066039$  mm e área igual a  $0,004652$  mm<sup>2</sup>.

Para verificar estas informações foi proposto pequeno experimento com papel milimetrado fixado no cilindro do SPM, onde foi preenchido a lápis um retângulo de  $20 \times 10$  mm com área igual a  $200$  mm<sup>2</sup>.

Uma imagem foi capturada, e o processamento de imagens ilustrado na Figura 171 foi aplicado. Primeiro, tendo-se como entrada a imagem omnidirecional original, foi aplicado um ajuste gamma para redução do contraste e feito detecção automática do centro da imagem (câmera). Na sequência, acontece a planificação da imagem por se aplicar o algoritmo descrito por Grassi Junior e Okamoto Junior (2006), e é selecionada de forma automática a área de interesse que no caso é a mão centralizada na imagem. Em seguida, na fase 3, foi aplicada a transformação do espaço de cor de RGB para escala de cinza, binarização e complemento da imagem. A fase seguinte contemplou o pós-processamento para remover ruídos, com a sequência de operações descrita na seção 4.2.2.2 (fase 5). Como resultado, uma imagem binarizada contendo apenas o retângulo foi obtida. Para finalizar, o número de pixels do retângulo foi calculado somando-se os pixels brancos desta imagem resultante.

Figura 171: Processamento de imagem para segmentar retângulo da imagem



Fonte: próprio autor

A imagem planificada possui 1817x3330 pixels, um pixel possui altura igual 0,070446 mm e largura igual a 0,066039 mm, com área igual a 0,004652 mm<sup>2</sup>.

Como saída do algoritmo desenvolvido, a área calculada foi igual a 200 mm<sup>2</sup>, que corresponde ao número de pixels do retângulo da imagem resultante (42986 pixels), multiplicado pela área do pixel (0,004652 mm<sup>2</sup>).

### Análise das Imagens de Preensão do Estudo 3

A metodologia de segmentação da mão descrita neste Apêndice foi aplicada para as imagens coletadas no estudo 3 e não resultou num bom desempenho, devido às características específicas da cena, não prevista no controle efetuado no desenvolvimento da metodologia. A sala de coleta possui fundo preto, mesa utilizada foi coberta com uma toalha branca, o que somado ao tom de pele, resultou em três faixas de cores distintas na imagem. Nos experimentos onde foi aplicado procedimento de controle, onde a sala e a mesa são claras, sujeito utilizou jaleco, as imagens resultantes possuem apenas 2 canais, branco e tom de pele. Nos experimentos controlados, o uso do jaleco auxiliou a evitar nas imagens outras partes do corpo além da mão, nestas imagens a separação de pixels relativos



à face se davam com eliminação de partes pequenas da imagem. Aqui esta técnica não mostrou bom resultado, pois o corpo fica unido à mão e ocupa uma área grande.

Uma imagem original planificada na coleta da fase pré do paciente H10 está exibida na Figura 172. Após aplicado nesta amostra o processamento de imagem da metodologia, com transformação para o espaço de cor YCrCb e pós processamento, a imagem resultante é a exibida da Figura 173.

Figura 172: Imagem original planificada – Paciente H10



Fonte: próprio autor

Figura 173: Imagem resultante do processamento de imagem que utiliza a transformação de cor YCrCb.



Fonte: próprio autor

Devido ao péssimo resultado do processamento de imagens da Metodologia, foram aplicados na imagem as 24 abordagens descritas no estudo de Perissini et al. (2018), e como resultado, são apresentados nas Figuras 174, 175 e 176 ilustrações do desempenho das três principais propostas de segmentação estudadas, e que entregaram melhores resultados. As diferenças destes estudos com o



processamento de imagens da Metodologia são com relação ao espaço de cor, sendo HSV modificado, Luv e rgb os que entregaram melhores resultados.

Mesmo assim, não foram suficientes para segmentar a mão das imagens do estudo 3, abrindo oportunidade de trabalho futuro.

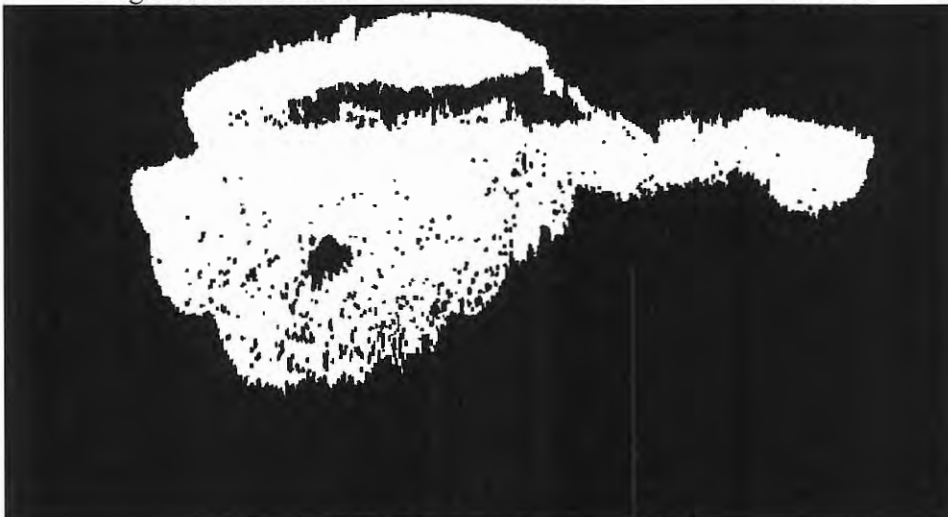
Esses testes foram realizados para 3 dos 5 pacientes e entregaram resultados semelhantes com a não segmentação da mão. Um estudo está aqui demonstrado. Na Figura 174 está apresentado resultado da segmentação com uso do modelo de cor HSV modificado com binarização por Otsu no canal H. Na Figura 175 está apresentado resultado da segmentação com uso do modelo de cor Luv com binarização por Otsu no canal L, e na Figura 176 está apresentado resultado da segmentação com uso do modelo de cor rgb com binarização por Otsu no canal r.

Figura 174: Resultado do modelo de cor HSV modificado com Otsu no canal H



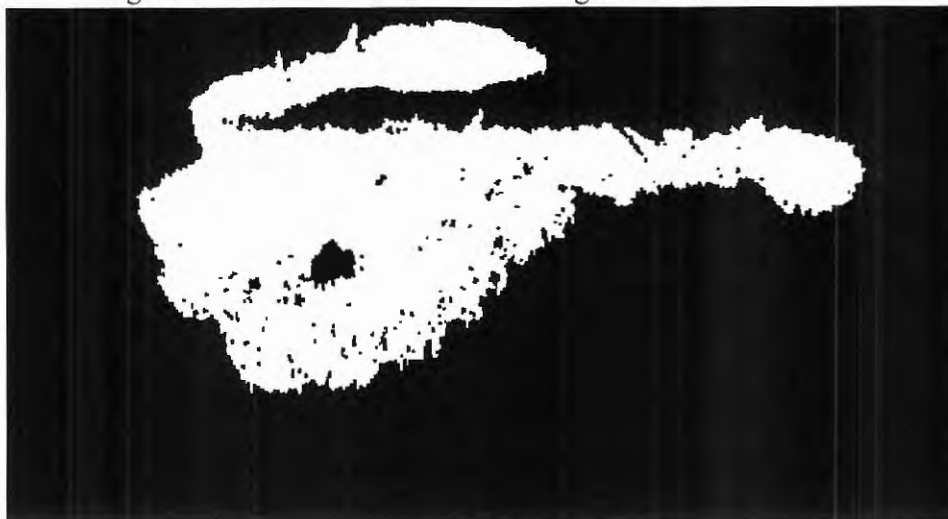
Fonte: próprio autor

Figura 175: Resultado do modelo de cor Luv com Otsu no canal L



Fonte: próprio autor

Figura 176: Resultado do modelo de cor rgb com Otsu no canal r



Fonte: próprio autor

Como a fase de segmentação da metodologia não foi bem-sucedida, não houve cálculo das áreas de prensão para este estudo.

## APÊNDICE 6

### Leap Motion

Leap Motion é um dispositivo que usa um conjunto de câmeras para captar movimentos das mãos e dos dedos, e não requer contato com a mão ou toque. Isto tornou possível controlar o computador ou aplicações com gestos. O controlador Leap Motion é um pequeno dispositivo periférico USB projetado para ser colocado em uma área de trabalho física, voltado para cima. Usando duas câmeras IR monocromáticas e três LEDs infravermelhos, o dispositivo observa área a uma distância de cerca de 1 metro. Faz aquisição de 200 quadros por segundo. Este é então enviado através de um cabo USB para o computador, onde é analisado pelo *software Leap Motion* usando "matemática complexa" de uma forma que não foi divulgada pela empresa, sintetizando de alguma forma os dados de posição 3D comparando ao 2D, quadros gerados pelas duas câmeras.

É possível adquirir aplicações na loja de aplicativos da Leap Motion, chamada Airspace, ou utilizar SDK disponível para integrar o controlador em aplicações próprias. Em maio de 2014, a loja tinha mais de 200 aplicativos, incluindo uma integração do Google Earth, instrumento musical digital e demos de realidade virtual.

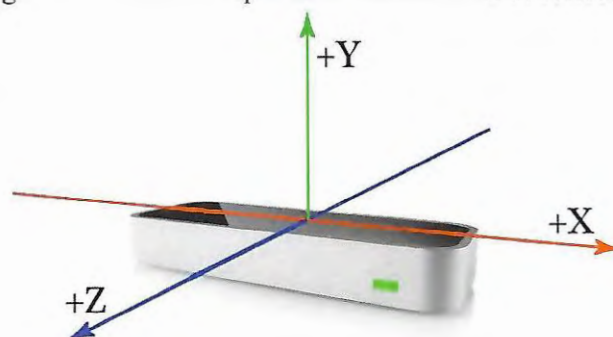
O controlador Leap Motion também tem sido usado por cirurgiões e pesquisadores em *softwares* médicos, empresas automotivas para carros-conceito, e músicos para composição no Ableton Live.

A principal função do controlador é tornar possível e mais intuitiva a interação entre dispositivo e computador. A ferramenta de nome *Visualizer* permite a visualização das articulações das mãos e dedos detectados pelo Leap Motion.

Este trabalho utiliza o procedimento simplificado de extração de coordenadas 3D dos pontos das articulações das mãos adquiridos pelo Leap Motion (DAVIS, 2018).

A Figura 177 apresenta o sistema de coordenadas do *Leap Motion* onde o eixo X aponta para a esquerda, o eixo Y aponta para baixo e o Z para fora e para frente da câmera.

Figura 177: Sensor Leap Motion com Sistema de referência



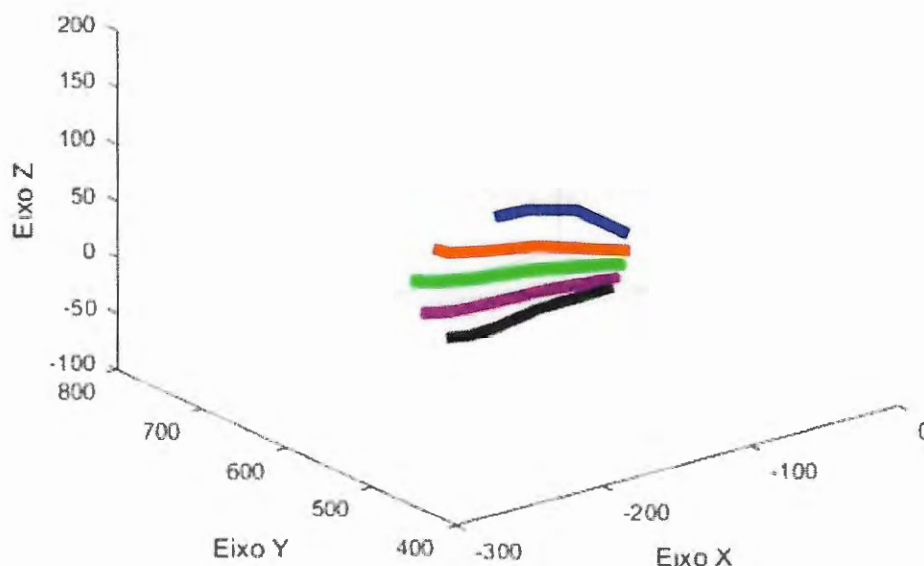
Fonte: Oliveira e Andrade (2014)

### Medida do ângulo de abdução entre o polegar e o indicador

Para análise quantitativa do ângulo de abdução entre os dedos polegar e indicador, com objetivo de comparar os ângulos das fases pré e pós tratamento, é utilizado o dispositivo Leap Motion, que faz a captura da posição no espaço tridimensional das articulações das mãos. O sensor Leap Motion, possui integrado um *software* para identificação das articulações da mão.

O *software* SPMM Controle de captura de dados dos sensores do SPMM, usa SDK do Leap Motion e gera como saída um arquivo .txt contendo as coordenadas (X, Y, Z) das articulações da mão do sujeito. Foi elaborado programa em MATLAB para exibir os pontos capturados das articulações ao longo de toda a movimentação da mão do paciente, conforme exemplo mostrado na Figura 178.

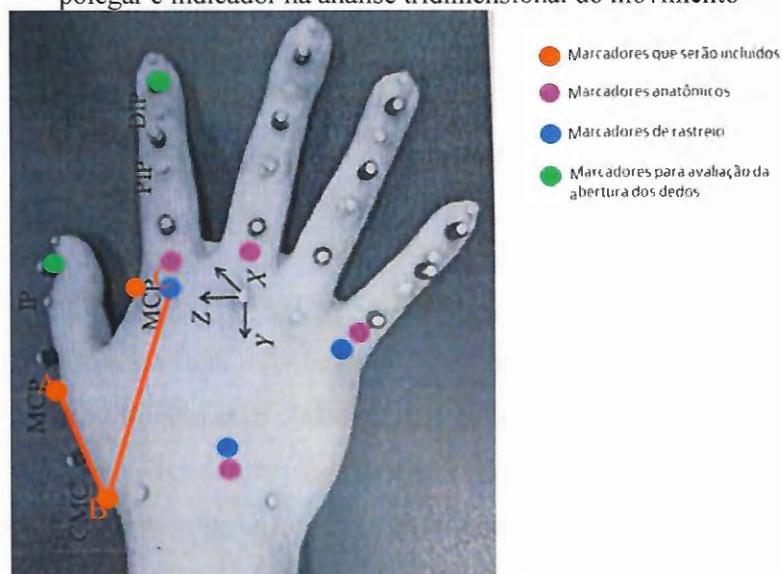
Figura 178: Gráfico dos pontos das articulações da mão capturados pelo Leap Motion



Fonte: próprio autor

Como as coletas são feitas juntamente com análise tridimensional do movimento, filmado com câmeras Qualisys, marcadores são posicionados na mão com o objetivo de determinar o ângulo de abdução entre polegar e indicador. Na Figura 179 é exibido os marcadores incluídos e os já existentes nas coletas.

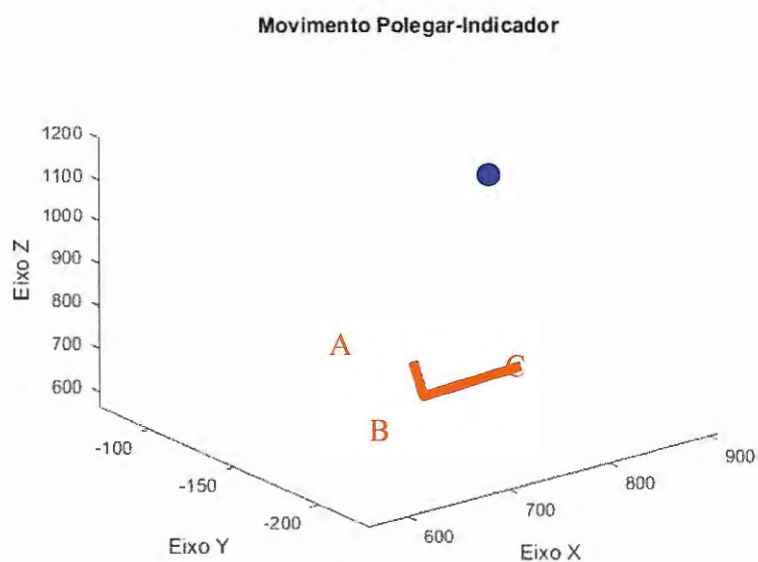
Figura 179: Mão com identificação dos marcadores inseridos para cálculo do ângulo de abdução entre polegar e indicador na análise tridimensional do movimento



Fonte: próprio autor

Um programa desenvolvido em MATLAB acompanha o movimento dos pontos A, B e C indicados na imagem da Figura 180 e produz o gráfico exibido na Figura 21. O ponto em azul corresponde ao marcador posicionado no topo do SPM. Em vermelho os pontos do polegar e indicador ligados.

Figura 180: Plotagem dos pontos referentes aos marcadores A, B e C da Figura 32 interligados, e do marcador posicionado na topo do copo (em azul).



Fonte: próprio autor



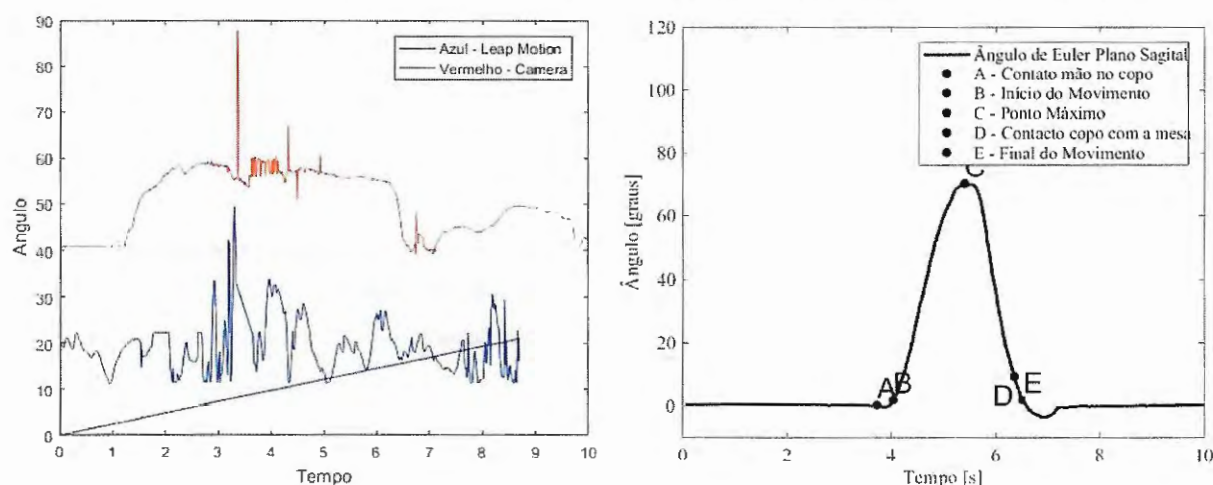
O cálculo do ângulo de abdução entre o polegar e o indicador nos dados adquiridos pelo Leap Motion e nos dados capturados pelas câmeras Qualisys é feito pela divisão do produto escalar entre os vetores (AB e BC) pelo produto entre os módulos desses dois vetores em cada instante de tempo.

### Análise do Ângulo de Abdução entre o Polegar e o Indicador

Nesta seção estão apresentados resultados comparativos entre o ângulo de abdução calculado utilizando-se os dados adquiridos pelo Leap-Motion no estudo 3 e os dados da análise cinemática do movimento (câmeras Qualisys). Para tanto foram utilizados os dados das coletas realizadas com os indivíduos de controle. A metodologia de coleta de dados, bem como forma de cálculo do ângulo foram descrita previamente neste Apêndice.

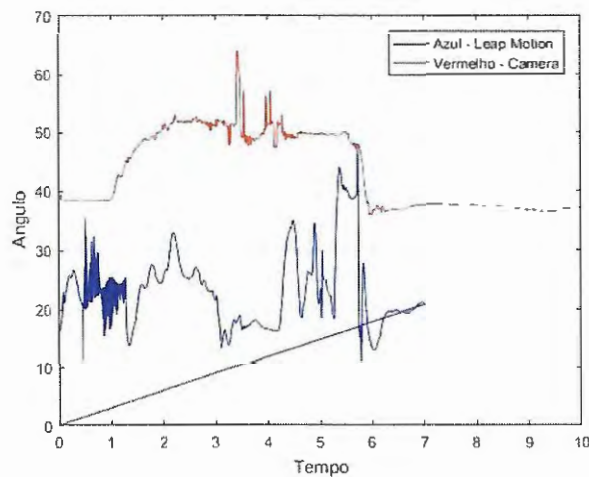
Os gráficos apresentados nas Figuras 181, 182 e 183 apresentam os ângulos de abdução calculados em três tentativas de dois indivíduos de controle.

Figura 181: Análise da amostra C04-E2 (controle C04, mão esquerda, segunda tentativa)



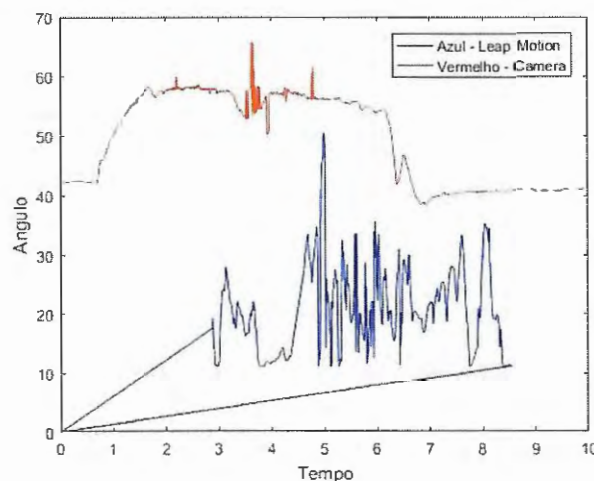
Fonte: próprio autor

Figura 182: Análise da amostra C04-D3 (controle C04, mão direita, terceira tentativa)



Fonte: próprio autor

Figura 183: Análise da amostra C04-E3 (controle C04, mão esquerda, terceira tentativa)



Fonte: próprio autor

Pela observação dos gráficos apresentados, pode-se verificar que não existe correlação entre as medidas dos ângulos determinados pelo Leap Motion e pela análise cinemática.

A linha dos resultados da análise tridimensional (câmeras Qualisys) se mostra mais constante ao longo do tempo para todas as amostras analisadas, demonstrando a eficiência desse dispositivo para captar informações referentes ao movimento da mão.

Outra consideração a se fazer é que em diferentes amostras de dados do Leap Motion, nota-se pela análise de seus arquivos de texto que o dispositivo durante a análise inverte a mão reconhecida. Como por exemplo, na amostra C01-E03 (controle C01, mão esquerda, tentativa 3) o dispositivo reconhece a mão, durante um tempo de aproximadamente 1,5 segundos, como direita. Tal comportamento também se apresentou nas amostras C03-D03 e C04-D03, evidenciando que em um

número considerável de amostras, o reconhecimento da mão do paciente, que é etapa primordial no processo, não se mostra confiável.

Talvez esta instabilidade no reconhecimento da mão, esquerda ou direita, explique a presença de muitas variações nos ângulos calculados, onde era esperado uma alteração ao longo do tempo nos padrões apresentados pela curva dos ângulos resultantes dos dados medidos pelas câmeras Qualisys.

Com os dados obtidos, é possível concluir que o Leap Motion não se mostra como um dispositivo adequado para a análise do comportamento da mão de pacientes ao longo do movimento descrito.

## ANEXO 1

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA  
NÚCLEO DE ESTUDOS EM NEUROPEDIATRIA E MOTRICIDADE**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**  
(Resolução 466/2012 do CNS)

**COMPARAÇÃO DO PADRÃO DE ALCANCE E PREENSÃO DE CRIANÇAS TÍPICAS E  
COM PARALISIA CEREBRAL DURANTE A EXECUÇÃO DE UMA TAREFA  
FUNCIONAL**

O (a) seu (sua) filho (a) ou menor sob sua responsabilidade legal está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “Comparação do padrão de alcance e preensão de crianças típicas e com paralisia cerebral durante a execução de uma tarefa funcional”.

O objetivo deste estudo é comparar como as crianças com desenvolvimento típico e aquelas com paralisia cerebral entre 2 e 10 anos de idade realizam a tarefa de simulação de beber água em um copo. O seu (sua) filho (a) foi selecionado (a) por ter idade entre 2 e 10 anos e por não ter qualquer tipo de lesão neurológica ou musculoesquelética que resulte em dificuldade para usar os braços. A participação dele (a) é voluntária, isto é, a qualquer momento o (a) senhor (a) pode desistir de participar e retirar seu consentimento. A sua recusa não trará nenhum prejuízo na sua relação com o pesquisador ou com a instituição responsável pela pesquisa.

A coleta de dados do estudo será realizada no Laboratório de Pesquisa em Análise do Movimento (LaPAM) da UFSCar e terá uma única avaliação, a qual será agendada previamente segundo sua disponibilidade. Primeiramente será aplicado um questionário para obter dados pessoais e condições de saúde do (a) seu (sua) filho(a) ou menor sob sua responsabilidade. Serão medidos o peso, a altura, o tamanho da mão e do braço inteiro. Então, a criança será posicionada sentada em uma cadeira, com os pés apoiados no chão e as mãos sobre uma mesa e será motivada a realizar um movimento que simula o beber água em um copo. A pesquisadora explicará o experimento à criança, que fará algumas tentativas antes da coleta de dados, com ambos os braços, de pegar um dispositivo semelhante a um copo transparente que estará sobre uma mesa, levá-lo à boca e colocá-lo de volta sobre a mesa. O movimento do braço será avaliado por meio de câmeras externas e do próprio objeto a ser utilizado na tarefa, que parece um copo transparente.

Os procedimentos não são invasivos nem dolorosos, oferecendo riscos mínimos à criança, Os riscos potenciais dizem respeito à possibilidade de cansaço, choro, timidez ou irritabilidade das crianças no momento da avaliação. Para minimizar tais riscos, o agendamento das sessões e das avaliações em horários em que a criança estiver descansada e alimentada e o(a) senhor(a) estará na

sala de teste durante todo o procedimento. Antes de começar a coleta daremos um tempo para ela se acostumar com os pesquisadores e ficar à vontade no laboratório. O teste poderá ser interrompido a qualquer momento para você acalmá-la ou conversar com ela.

Este estudo trará benefícios diretos e indiretos ao(a) senhor(a) e à criança sob sua responsabilidade, por possibilitar compreender melhor como as crianças típicas e com paralisia cerebral realizam uma tarefa que faz parte de seu cotidiano. Desse modo, esse conhecimento pode ser utilizado em casa e nos ambientes terapêuticos e educativos para facilitar a execução de atividades e aumentar a participação social das crianças. O(a) senhor(a) receberá um relatório sobre o desempenho de sua criança na pesquisa e orientações sobre o uso dos membros superiores no dia a dia.

Os resultados serão tratados de forma anônima e confidencial, ou seja, em nenhum momento será divulgado o nome do (a) seu (sua) filho (a) ou menor sob sua responsabilidade em qualquer fase do estudo. Quando for necessário exemplificar determinada situação, sua privacidade será assegurada. Os dados coletados poderão ter seus resultados divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos.

O(a) senhor (a) ou menor sob sua responsabilidade não terão nenhum custo ou compensação financeira, bem como nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida ao participar do estudo.

O (a) senhor (a) receberá uma cópia deste termo, no qual consta o telefone e o endereço da pesquisadora responsável, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

---

Prof. Dra. Eloisa Tudella  
(Orientadora)  
Universidade Federal de São Carlos  
E-mail: [tudella@terra.com.br](mailto:tudella@terra.com.br)  
Tel.: (16) 3351-8407

---

Ft. Ms. Ana Carolinne Portela Rocha  
(Doutoranda em Fisioterapia)  
Pesquisadora Responsável  
Universidade Federal de São Carlos  
E-mail: [carolptrch@gmail.com](mailto:carolptrch@gmail.com)  
Tel.: (16) 98160-3086

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13565-905 - São Carlos - SP – Brasil, fone (16) 3351-8110, endereço eletrônico: [cephumanos@ufscar.br](mailto:cephumanos@ufscar.br)

Local e data: \_\_\_\_\_

Assinatura do pai/ responsável pela criança \_\_\_\_\_



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**  
**DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA**  
**NÚCLEO DE ESTUDOS EM NEUROPEDIATRIA E MOTRICIDADE**

**TERMO DE ASSENTIMENTO**  
**(Resolução 466/2012 do CNS)**

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “Comparação do padrão de alcance e preensão de crianças típicas e com paralisia cerebral durante a execução de uma tarefa funcional”. Seus pais/responsáveis permitiram que você participe.

Queremos saber como as crianças com e sem paralisia cerebral entre 2 e 10 anos de idade fazem o movimento de beber água em um copo. Algumas das crianças dessa pesquisa têm paralisia cerebral e outras não. Você não precisa participar dessa pesquisa se não quiser, é um direito seu, Não terá nenhum problema se você desistir.

A pesquisa será feita no Laboratório de Pesquisa em Análise do Movimento (LaPAM) da UFSCar, em um dia só. Primeiro vamos fazer umas perguntas para os seus pais/ responsáveis sobre seus dados pessoais e sua saúde. Depois vamos medir seu peso, altura, tamanho da mão e do braço. Então, vamos pedir para você se sentar em uma cadeira com apoio dos pés, colocar suas mãos em uma mesa e pegar um equipamento que parece um copo transparente que estará em cima dela. Você vai fazer um movimento de levar o copo até a boca e depois colocar ele de novo na mesa, como se fosse beber água. Todo esse movimento vai ser filmado pelas câmeras do laboratório. Além disso, o copo tem uma câmera dentro dele, que vai filmar a sua mão enquanto o segura. Mostraremos a você algumas vezes como faz isso, para que você entenda bem antes da filmagem.

Tudo isso que você vai fazer é seguro e não é doloroso, mas é possível que você se canse, fique envergonhado ou irritado de fazer o que te pedimos. Se isso acontecer, vamos conversar com você, tentar fazer você se sentir bem. Você poderá parar o teste na hora que quiser, Seu pai/responsável estará junto e você pode ficar perto dele. Vamos marcar um horário que você já tenha se alimentado e esteja descansado.

As coisas boas dessa pesquisa são que nós vamos entender melhor como você faz o movimento de beber água e ajudar a pensar em atividades para as crianças que não conseguem fazer esse movimento. Se você tiver alguma dificuldade na tarefa vamos falar e escrever o que seus pais/responsáveis podem fazer para te ajudar a melhorar esse movimento.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa não falaremos a outras pessoas, nem daremos a estranhos as informações que você nos der. Os resultados da pesquisa vão ser publicados em revistas, apresentados em eventos científicos e nos meios de comunicação, mas sem identificar as crianças que participaram da pesquisa.

Seu pai/responsável e você não terão nenhum gasto ou seguro de saúde ou de vida para participar da pesquisa. Você vai receber uma cópia deste termo e caso aconteça algo errado ou se você tiver alguma dúvida, você pode nos procurar e perguntar. Eu escrevi os nomes e contatos das pesquisadoras na parte de baixo desse texto.

---

Profa. Dra. Eloisa Tudella  
(Orientadora)  
Universidade Federal de São Carlos  
E-mail: [tudella@terra.com.br](mailto:tudella@terra.com.br)  
Tel.: (16) 3351-8407

---

Ft. Ms. Ana Carolinne Portela Rocha  
(Doutoranda em Fisioterapia)  
Pesquisadora Responsável  
Universidade Federal de São Carlos  
E-mail: [carolptrch@gmail.com](mailto:carolptrch@gmail.com)  
Tel.: (16) 98160-3086

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar, O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km, 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil, Fone (16) 3351-8110, Endereço eletrônico: [cephumanos@ufscar.br](mailto:cephumanos@ufscar.br)

Local e data: \_\_\_\_\_

Assinatura da criança \_\_\_\_\_

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Consentimento Pós-informação para Pesquisa com Seres Humanos) Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Consentimento formal da participação no estudo intitulado “O EFEITO DO EXERCÍCIO AERÓBICO ASSOCIADO À TERAPIA DE CONTENSÃO INDUZIDA MODIFICADA EM INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO”.

Responsável: Erika Shirley Moreira da Silva Orientador: Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Thiago Luiz Russo

Aproximadamente 40% dos indivíduos pós-AVC em fase crônica apresentam alguma redução do uso funcional do membro superior contralateral ao hemisfério cerebral lesionado. O comprometimento funcional leva a diminuição do uso do membro superior limitando os movimentos fluentes, o nível de atividade e a participação, gerando um impacto negativo na qualidade de vida; o que traz a necessidade de aprimorar os programas de reabilitação. Partindo da premissa que a terapia de contensão induzida é uma das principais estratégias de recuperação do membro superior em indivíduos pós-AVC, este projeto visa avançar numa importante lacuna da literatura de como potencializar esta recuperação. Trabalhos recentes pioneiros têm mostrado que a associação do exercício aeróbio de moderada e alta intensidade com o treino tarefa específica parece potencializar a recuperação de atividades do membro inferior. Contudo, para o membro superior os achados ainda são limitados especialmente para movimentos finos que exigem uma maior coordenação e precisão. Sendo assim, o objetivo deste estudo é verificar o efeito do exercício aeróbio intervalado de moderada a alta intensidade associado à Terapia de Contensão Induzida modificada sobre a melhora do desempenho sensório-motor do membro superior mais afetado em indivíduos hemiparéticos crônicos.

Explicação do procedimento: O Sr./Sra. que é acometido por essa condição está sendo convidado para participar da presente pesquisa. Você foi selecionado através dos prontuários das Unidades Básicas de Saúde, do Hospital Escola Municipal, da Santa Casa da cidade de São Carlos e da Unidade de Saúde Escola da UFSCar, e sua participação não é obrigatória. No primeiro dia, você será submetido para verificação dos critérios de inclusão e por uma avaliação inicial para coleta de dados referentes à caracterização da amostra, os quais envolvem avaliação do tônus muscular, da amplitude de movimento passiva do membro superior, do comprometimento sensório-motor, da dominância manual e do uso do membro superior afetado. Também serão coletadas informações sobre seu histórico médico e sobre suas condições atuais de saúde bem como dados pessoais e referentes ao acidente vascular; mensuração do peso e altura; aplicação do Mini Exame do Estado Mental, que consiste de um instrumento de avaliação da função cognitiva e rastreamento de quadros demenciais e possui uma pontuação mínima dependente da sua escolaridade, um questionário para conhecer a sua participação no entorno social. Caso o Sr./Sra. não atenda aos critérios de inclusão, você não poderá ser incluído na pesquisa, por tanto, receberá orientação para procurar outras estratégias de

tratamento. Se o Sr./Sra. atende aos critérios de inclusão do estudo, você será submetido a uma avaliação cardiovascular na presença de um médico cardiologista na Unidade Saúde Escola. Essa avaliação consistirá de uma anamnese, exame físico, eletrocardiograma (ECG) convencional em repouso e teste do degrau contínuo em bicicleta ergométrica. Caso qualquer alteração cardiovascular seja detectada nessa avaliação médica, você será encaminhado para serviços especializados do município. Após os critérios da cardiologista, se você for elegível para o estudo, será submetido a um teste de esforço cardiorrespiratório para a definição dos parâmetros do exercício aeróbico. Além disso, para avaliação do uso do membro superior será colocado um acelerômetro nos punhos das suas mãos que terá que usar por 4 semanas; também será avaliado o déficit sensorial, a função do membro superior e a destreza manual grossa e fina, a capacidade funcional da marcha e a qualidade de vida. Para completar essas avaliações você deverá comparecer dois dias ao Departamento de Fisioterapia da UFSCar e será remitido a um laboratório clínico para fazer um exame de sangue para obter um hemograma e os valores da sua glicemia em jejum, triglicérides e colesterol, além de obter amostras de sangue para analisar a genotipagem e as concentrações de uma proteína que está relacionada com a recuperação do sistema nervoso após uma lesão. Também serão realizadas reavaliações 3 dias, 30 dias e 3 meses após finalizar o protocolo de intervenção e uma nova coleta de sangue será realizada no Departamento de Fisioterapia (aos 3 e 30 dias de finalizado o protocolo) por uma profissional com experiência nesses procedimentos.

Após as avaliações o Sr./Sra. iniciará o treinamento que tem uma duração de 4 horas, durante 5 dias da semana, por 2 semanas. Pelo tipo de pesquisa você poderá participar em algum desses grupos: grupo que vai receber exercício aeróbico com a terapia de contensão ou grupo de alongamento com a terapia de contensão. No primeiro grupo, o exercício aeróbico será realizado em bicicleta ergométrica. Durante o exercício será realizada a monitorização da sua pressão arterial, frequência cardíaca e da sua percepção de esforço. O protocolo envolverá 10 minutos de aquecimento, 24 minutos de treinamento de moderada/alta intensidade, seguido por 6 minutos de desaquecimento. Depois de terminar o exercício você descansará por 10 minutos e continuará com o treinamento da terapia de contensão induzida modificada. Caso você ficar no grupo de alongamento, você receberá 40 minutos de alongamento muscular nos membros superiores e inferiores. Durante o alongamento será realizada a monitorização da sua pressão arterial, frequência cardíaca e da sua percepção de esforço. Cada alongamento terá uma duração de 30 segundos. Posterior ao alongamento, você realizará a terapia de contensão induzida modificada.

A terapia de contensão induzida modificada inclui o treino de tarefas funcionais a repetição que deverão ser feitas com seu membro superior mais afetado e um pacote de transferência, que consiste

na realização de umas tarefas com seu membro superior afetado que terá que realizar na sua casa enquanto seu membro superior menos afetado estará restringido com uma luva removível.

**Benefícios previstos:** Participando deste estudo, você terá acesso a avaliação minuciosa e de alto custo e tecnologia. Ao mesmo tempo, você será beneficiado por estar sendo submetido a um tratamento fisioterapêutico, a Terapia de Contensão Induzida modificada, que apresenta uma forte evidência sobre seus benefícios para melhora do uso e desempenho sensorio-motor do membro superior mais afetado. Além disso, sua participação auxiliará no melhor entendimento sobre a eficiência da contensão induzida associada ao exercício aeróbico e, assim ajudará no melhor direcionamento terapêutico para pessoas que tenham sofrido Acidente Vascular Cerebral. **Potenciais riscos e incômodos:** Os riscos em ambos os grupos de intervenção são mínimos e estão relacionados a sensação de desconforto por cansaço ou por desestabilização dos sinais vitais (hipertensão arterial e batimentos cardíacos), no entanto, para minimizar esse risco, você será cuidadosamente monitorado quanto à frequência cardíaca e a pressão arterial durante o treinamento e inclusive nas avaliações. Caso algum procedimento gere esse desconforto, o teste/treinamento será interrompido. Essa sensação é passageira e não interferirá na sua saúde e rotina diária. Contudo, se necessário será encaminhado para uma unidade de saúde mais próxima. Além disso, vale destacar que a equipe envolvida prestará qualquer apoio necessário e que os profissionais envolvidos nas avaliações são capacitados para tais.

Em relação ao exame de sangue, os riscos envolvidos podem incluir, mas não estão limitados a desconforto momentâneo no local da coleta de sangue, possível vermelhidão, sangramento, inchaço ou hematoma ao redor do local que deverá desaparecer em no máximo 3 a 4 dias. Algumas pessoas apresentam sensação de tontura durante e após a coleta de sangue. Para minimizar esse acontecimento, você será orientado a permanecer sentado durante alguns minutos até que se sinta confortável para levantar.

**Liberdade de participação:** A sua participação nesta pesquisa é voluntária. É seu direito interromper e desistir de participar a qualquer momento sem que isto incorra em qualquer penalidade ou prejuízo em sua relação com a pesquisadora, instituições de saúde e universidade.

**Sigilo de identidade:** As informações obtidas nas avaliações deste estudo serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial. Estas informações só poderão ser utilizadas para fins estatísticos, científicos ou didáticos, desde que fique resguardada a sua privacidade e a identidade. Você terá acesso aos resultados dos exames de sangue realizados no laboratório clínico.



A responsável por este estudo me explicou das necessidades da pesquisa e se prontificou a responder todas as questões sobre o estudo. Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa, que recebi uma cópia do termo de consentimento livre e esclarecido e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de PósGraduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Erika Shirley Moreira da Silva  
R. Americo J. Canhoto, 143  
16- 99766-6058  
erikashirley.fisioped@gmail.com

Thiago Luiz Russo  
Rodovia Washington Luís Km 235  
16-3306-6702  
thiagoluizrusso@gmail.com.br

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Nome do Pesquisador

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

\_\_\_\_\_  
Nome do Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante RG nº:

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Consentimento Pós-informação para Pesquisa com Seres Humanos) Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Consentimento formal da participação no estudo intitulado “O EFEITO DO EXERCÍCIO AERÓBICO ASSOCIADO À TERAPIA DE CONTENSÃO INDUZIDA MODIFICADA EM INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO”.

Responsável: Erika Shirley Moreira da Silva Orientador: Profº. Drº. Thiago Luiz Russo

Aproximadamente 40% dos indivíduos pós-AVC em fase crônica apresentam alguma redução do uso funcional do membro superior contralateral ao hemisfério cerebral lesionado. O comprometimento funcional leva a diminuição do uso do membro superior limitando os movimentos fluentes, o nível de atividade e a participação, gerando um impacto negativo na qualidade de vida; o que traz a necessidade de aprimorar os programas de reabilitação. Contudo, para o membro superior os achados ainda são limitados especialmente para movimentos finos que exigem uma maior coordenação e precisão. O SPMM está sendo desenvolvido para auxiliar na avaliação de tratamento de reabilitação de membro superior de pessoas que sofrem de desequilíbrio da musculatura da mão que levam a alterações na preensão dos objetos. Este é um recurso complementar (a mais) aos métodos de avaliação já existentes. Sendo assim, o objetivo deste estudo é evoluir e comparar as variáveis espaçotemporais e a postura da mão entre indivíduos hemiparéticos pós-AVC e saudáveis usando o dispositivo GULM, pareados por gênero e idade.

Explicação do procedimento: O Sr./Sra. que é acometido por essa condição está sendo convidado para participar da presente pesquisa. Você foi selecionado através dos prontuários das Unidades Básicas de Saúde, do Hospital Escola Municipal, da Santa Casa da cidade de São Carlos e da Unidade de Saúde Escola da UFSCar, e sua participação não é obrigatória. No primeiro dia, você será submetido para verificação dos critérios de inclusão e por uma avaliação inicial para coleta de dados referentes à caracterização da amostra, os quais envolvem avaliação do tônus muscular, da amplitude de movimento passiva do membro superior, do comprometimento sensório-motor, da dominância manual e atividades que pratica, se faz esporte, toca instrumentos, utiliza computador. Será aferida a sua força de preensão com o dinamômetro Jamar (equipamento em que você irá apertar 3x com cada mão) com cada mão com intervalo de 1m para descanso. Também serão coletadas informações sobre seu histórico médico e sobre suas condições atuais de saúde bem como dados pessoais e referentes ao acidente vascular; mensuração do peso e altura; aplicação do Mini Exame do Estado Mental, que consiste de um instrumento de avaliação da função cognitiva e rastreamento de quadros demenciais e possui uma pontuação mínima dependente da sua escolaridade, um questionário para conhecer a sua participação no entorno social. Caso o Sr./Sra. não atenda aos critérios de inclusão do protocolo TCIm, você será convidado a auxiliar tanto na validação da aquisição da imagem como ser o grupo controle e assim termos dados para comparar os resultados das imagens com quem tem alteração na

postura das mãos, e receberá orientação para procurar outras estratégias de tratamento. Você vai se sentar em uma cadeira em frente a uma mesa regulável, com os braços apoiados sobre a mesma, quadril e joelhos fletidos a 90° e os pés apoiados no chão. Serão avaliados pelo sistema Qualysis de análise de movimento e GULM, você será orientado a simular o movimento de beber água em um copo. O dispositivo estará sobre a mesa à sua frente. A posição inicial é com a mão a ser avaliada repousando sobre a mesa ao lado do dispositivo. O movimento se inicia desta posição inicial, você alcança o dispositivo, executa a preensão e eleva o dispositivo da mesa até próximo à boca (até tocar o lábio inferior) e faz o retorno à posição inicial, isto é, apoia-o sobre a mesa e faz a liberação. Serão realizadas três tentativas com cada mão, com intervalo de 5 segundos entre cada tentativa. Será utilizado álcool na limpeza da borda do equipamento antes e após o término da coleta. Benefícios previstos: Participando você estará nos ajudando a conseguir mostrar a eficácia de um novo equipamento para avaliação quantitativa de membro superior, para que ele possa ser testado com um grupo maior de pessoas e com diferentes dificuldades de preensão e movimento do membro superior. Sua participação poderá auxiliar no desenvolvimento de maiores conhecimentos a respeito da evolução da doença/patologia, associadas a medidas de função da mão por meio do uso do equipamento SPM. Potenciais riscos e incômodos: Os riscos em ambos os grupos são mínimos e estão relacionados a sensação de desconforto por cansaço ou por desestabilização dos sinais vitais (hipertensão arterial e batimentos cardíacos), no entanto, para minimizar esse risco, você será cuidadosamente monitorado quanto à frequência cardíaca e a pressão arterial durante as avaliações. Caso algum procedimento gere esse desconforto, o teste será interrompido. Essa sensação é passageira e não interferirá na sua saúde e rotina diária. Contudo, se necessário será encaminhado para uma unidade de saúde mais próxima. Além disso, vale destacar que a equipe envolvida prestará qualquer apoio necessário e que os profissionais envolvidos nas avaliações são capacitados para tais. Liberdade de participação: A sua participação nesta pesquisa é voluntária. É seu direito interromper e desistir de participar a qualquer momento sem que isto incorra em qualquer penalidade ou prejuízo em sua relação com a pesquisadora, instituições de saúde e universidade.

#### Sigilo de identidade:

As informações obtidas nas avaliações deste estudo serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial. Estas informações só poderão ser utilizadas para fins estatísticos, científicos ou didáticos, desde que fique resguardada a sua privacidade e a identidade. Você terá acesso aos resultados dos exames de sangue realizados no laboratório clínico.

A responsável por este estudo me explicou das necessidades da pesquisa e se prontificou a responder todas as questões sobre o estudo. Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa, que recebi uma cópia do termo de consentimento livre e esclarecido e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de PósGraduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Erika Shirley Moreira da Silva  
R. Americo J. Canhoto, 143  
16- 99766-6058  
erikashirley.fisioped@gmail.com

Thiago Luiz Russo  
Rodovia Washington Luís Km 235  
16-3306-6702  
thiagoluizrusso@gmail.com.br

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_