



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E BIOLOGIA
CELULAR

ANÁLISE CINEMÁTICA DO MECANISMO AÇÃO-PERCEPÇÃO EM SERES
HUMANOS

NARRERY SILVA DOS SANTOS

BELÉM

2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E BIOLOGIA
CELULAR

NARRERY SILVA DOS SANTOS

ANÁLISE CINEMÁTICA DO MECANISMO AÇÃO-PERCEPÇÃO EM SERES
HUMANOS

Dissertação submetida à Banca de Examinadores do Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Biologia Celular da Universidade Federal do Pará para obtenção do grau de Mestre em Neurociências.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Pereira Júnior

Coorientador: Prof. Dr. Bruno Duarte Gomes

BELÉM
2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- S237a Santos, Narrery Silva dos
Análise Cinemática do Mecanismo Ação-Percepção em Seres Humanos / Narrery Silva dos Santos. —
2018
73 f. : il. color
- Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia celular (PPGNBC),
Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Pará, Belém, 2018.
Orientação: Prof. Dr. Antônio Pereira
Coorientação: Prof. Dr. Bruno Duarte Gomes.
1. Cinemática. 2. Controle Motor. 3. Especialização Hemisférica Cerebral. I. Pereira, Antônio , *orient.* II.
Título

CDD 611.8

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E BIOLOGIA
CELULAR

ANÁLISE CINEMÁTICA DO MECANISMO AÇÃO-PERCEPÇÃO EM SERES HUMANOS

AUTORA: NARRERY SILVA DOS SANTOS

Dissertação de Mestrado apresentada como requisito final de avaliação para obtenção do título de **Mestre em Neurociências**, pelo Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Biologia Celular (PPGNBC) da Universidade Federal do Pará (UFPA).

Aprovado em: _____.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Antônio Pereira Júnior
(Orientador – PPGNBC/UFPA)

Prof. Dr. Bruno Duarte Gomes
(Co-orientador – PPGNBC/UFPA)

Prof. Dr. Antônio da Silva Silveira
(Avaliador Externo ao Programa – PPGEE/UFPA)

Prof. Dr. Schubert Ribeiro de Carvalho
(Avaliador Externo ao Programa – Instituto Tecnológico Vale)

VISTO:

Prof. Dr. Carlomagno Pacheco Bahia
(Coordenador do PPGNBC/UFPA)

“A condição natural dos corpos não é o repouso, mas o movimento.”

Galileu Galilei

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me conceder o dom da vida todos os dias até aqui.

Quero agradecer, principalmente, a minha mãe, que esteve comigo em todos os momentos, me dando apoio e muita força para conclusão desta etapa do meu sonho. Foi minha maior incentivadora, confidente, parceira, pastora e melhor amiga. Aposentou a carreira de educadora, para se dedicar a cuidar de mim durante essa fase tão diferente que foi o mestrado.

Ao meu querido professor Antônio, meu orientador, agradeço a paciência, as incontáveis oportunidades incríveis, o aprendizado e por acreditar em mim, no meu trabalho e no meu sonho.

Ao meu querido professor Bruno, meu coorientador, agradeço por todo apoio, paciência, aprendizados em programação, oportunidades e bom humor.

Ao querido Schubert, por toda paciência ao me receber em seu laboratório, pelo aprendizado sobre a área da computação e confiança.

Agradeço a colaboração dos alunos e professores do Laboratório de Controle de Sistemas (LACOS/ UFPA), Laboratório de Processamento de Sinais (LAPS/UFPA), e Laboratório de Programação Aplicada (Instituto Tecnológico Vale)

Agradeço aos meus alunos Sérgio Houat e Gabriella Saraiva pela parceria e amizade durante o projeto. Jamais esquecerei nossos bons momentos de cantoria, fitdance, estresse, choro, desespero, e muitos risos.

Aos meus amigos de laboratório pelo apoio, carinho e incontáveis risos: Raphael Navegantes, Eline Melo, Daisy Miranda, José Fiel, Rodrigo Milhomens, Susanne Suely, Bruno Dutra, Priscilla Resque e Tarcísio Carlos.

Aos meus amigos que sempre me apoiaram e torceram por mim durante essa jornada: Andersson Carvalho, Andressa Mazzei, Laura Góes, Dilcéa Góes, Túlio Contente e Bruno Lenza.

*Dedico este trabalho à minha mãe,
Hozana Rezende da Silva, como forma da
minha gratidão por todo amor, incentivo e
exemplo durante a vida*

RESUMO: Utilizamos um paradigma motor de apontar com a mão em dois experimentos para testar a hipótese de que o controle motor de movimento dos braços é lateralizado. No primeiro experimento, comparamos a cinemática dos movimentos de alcance realizados pelo braço direito e esquerdo. A captura de dados cinemáticos foi realizada com uma câmera Microsoft Kinect enquanto os participantes permaneciam sentados e apontavam para uma barra de metal localizada em frente em um paradigma de múltiplo alcance e redundância de alvo. No segundo experimento, os participantes deveriam estimar a localização do final da trajetória de alcance do braço de uma terceira pessoa realizando a mesma tarefa de alcance do primeiro experimento em um vídeo com a terça parte do movimento ocluída, em um paradigma de simulação mental de movimento. Participaram desta pesquisa 14 indivíduos de ambos os sexos (destros, sinistros e ambidestros) com idade média de $24,6 \pm 3,9$ anos. Os resultados corroboram a teoria de especialização hemisférica do controle do movimento dos membros superiores, com o hemisfério esquerdo estando associado com movimentos de precisão e o hemisfério direito com movimentos de apoio, mais sensíveis à influência da aceleração da gravidade. De maneira importante, essa diferença também se reflete na simulação de movimento com os braços.

Palavras-chave: Cinemática, Controle motor, Especialização Hemisférica Cerebral

ABSTRACT: We used a manifold reaching paradigm, in two experiments, to evaluate the lateralization of motor control of arm movements. In the first experiment, we compared the kinematics of reaching movements in a manifold reaching paradigm towards a vertical bar performed with the right and left arm. Capture of kinematic data was performed with a Microsoft Kinect camera while the participants remained seated during the task. In a second experiment, participants estimated the endpoint of a third-person's arm trajectory performing the same reaching task, but with last one-third of the movement trajectory occluded. This study included 14 individuals of both sexes with a mean age of 24.6 ± 3.9 years. The results corroborate the theory of hemispheric specialization of control of upper limb movements, with the left hemisphere being associated with precision movements and the right hemisphere with supporting movements and being more sensitive to the influence of gravity. Importantly, this difference is also reflected in the mental simulation of arm movement.

Keywords: Kinematics, Motor control, Hemispheric Brain Specialization

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Anatomia do braço humano. Adaptado de: https://bit.ly/2nMEOjh	18
Figura 2. Completo do ombro. Fonte: Adaptado de LIPPERT, 2011.	19
Figura 3. Representação de uma articulação sinovial do tipo esferoidal. FONTE: SCHÜNKE et al., 2006.	20
Figura 4. Anatomia da articulação do cotovelo. FONTE: Adaptado de: SCHÜNKE et al., 2006.	21
Figura 5. Esquerda: representação de uma articulação sinovial do tipo gínglimo. Direita: representação de uma articulação sinovial do tipo trocoide. FONTE: SCHÜNKE et al., 2006	22
Figura 6. Anatomia do antebraço durante a supinação e a pronação. FONTE: Adaptado de: SUSAN, 2012.	22
Figura 7. Esquerda: anatomia da articulação do punho. Direita: representação de uma articulação sinovial do tipo elipsoide. FONTE: SUSAN, 2012; SCHÜNKE et al., 2006.	23
Figura 8. Esquema representativo do modelo preditivo de controle motor ADAPTADO: PICKERING; CLARK, 2014	26
Figura 9. Classificações dos sistemas de captura de movimento.	28
Figura 10. A: Marcador passivo retro refletivo. FONTE: https://bit.ly/2MSU8FX . B: Marcador ativo emissor de luz. FONTE: https://bit.ly/2MXNoqm	29
Figura 11. Kinect Xbox One adaptado para o funcionamento em desktop.	30
Figura 12. Superior: ângulos de alcance da câmera de profundidade. Inferior: alcance de reconhecimento e interação em metros. FONTE: MICROSOFT, 2014.	31
Figura 13. EXPERIMENTO 1: Paradigma de múltiplo alcance e redundância de alvo.	34
Figura 14. Sistema de adaptação do Kinect Xbox One para uso em desktop.	35
Figura 15. A esquerda: Posição inicial de movimentos a favor da gravidade. A direita: Posição inicial de movimentos contra a gravidade.	37
Figura 16. A esquerda: captura das medidas modelo do participante. A direita: captura do background.	37
Figura 17. Avatar extraído a partir da gravação de vídeo do teste.	38
Figura 18. Teste de simulação mental do movimento; parte da tela ocluída com a representação da barra virtualmente em cinza.	40
Figura 19. Trajetórias do braço direito em movimentos contra gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	42
Figura 20. Trajetórias do braço esquerdo em movimentos contra gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	43
Figura 21. Trajetórias do dedo efetor do braço direito em movimentos a favor gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	43
Figura 22. Trajetórias do dedo efetor do braço esquerdo em movimentos a favor gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	44
Figura 23. Primeiro componente das trajetórias do braço direito e esquerdo em movimentos a favor da gravidade (acima) e contra a gravidade (abaixo) de todos os participantes.	45
Figura 24. PCA (Primeiro componente) das trajetórias do dedo efetor do braço direito e esquerdo em movimentos contra gravidade (abscissa: PCA das trajetórias em x/ ordenada: PCA das trajetórias em y).	46
Figura 25. PCA (Primeiro componente) das trajetórias do braço direito e esquerdo em movimentos a favor da gravidade (abscissa: PCA das trajetórias em x/ ordenada: PCA das trajetórias em y).	47
Figura 26. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento com o braço direito realizado contra a gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	48

Figura 27. Elipses de confiança dos pontos finais para o movimento do braço direito realizados a favor da gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	49
Figura 28. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizado contra a gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).....	49
Figura 29. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizados a favor da gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	50
Figura 30. Variação de pontos finais do braço direito a favor da gravidade.....	52
Figura 31. Variação de pontos finais do braço esquerdo a favor da gravidade.....	52
Figura 32. Variação de pontos finais do braço direito contra a gravidade.....	53
Figura 33. Variação de pontos finais do braço esquerdo contra a gravidade.....	53
Figura 34. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento com o braço direito realizado contra a gravidade (eixo x: coordenadas em x/ eixo y: coordenadas em y).	54
Figura 35. Elipses de confiança dos pontos finais para o movimento do braço direito realizados a favor da gravidade (eixo x: coordenadas em x/ eixo y: coordenadas em y).....	55
Figura 36. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizado contra a gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).....	55
Figura 37. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizados a favor da gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).	56
Figura 38. Variação de pontos finais do braço direito a favor da gravidade.....	57
Figura 39. Variação de pontos finais do braço esquerdo a favor da gravidade.....	58
Figura 40. Variação de pontos finais do braço direito contra a gravidade.....	58
Figura 41. Variação de pontos finais do braço esquerdo contra a gravidade.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Posição inicial do braço durante o experimento	36
Tabela 2. Resultados do teste de Wilcoxon para variáveis cinemáticas.....	48
Tabela 3. Razão de Aspecto das Elipses – Experimento 1	51
Tabela 4. Teste de Wilcoxon da razão de aspecto das elipses de 95% de confiança dos pontos finais do movimento dos braços no experimento 1	51
Tabela 5. Razão de Aspecto das Elipses - Experimento 2.....	56
Tabela 6. Valores p do teste de Wilcoxon (limite de 0,05) da razão de aspecto das elipses de 95% de confiança dos pontos finais no experimento 2	57

LISTA DE SIGLAS

Graus de liberdade (GDL)

Diodos emissores de luz (LED)

Paradigma de múltiplo alcance (PAM)

Análise dos componentes principais (PCA)

Sistema nervoso central (SNC)

Kit de desenvolvedor de software (SDK)

Sumário

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	17
2.1. Geral	17
2.2. Específicos	17
3. REFERENCIAL TEÓRICO	18
3.1. O Braço Humano	18
3.1.1. Complexo Do Ombro	19
3.1.2. Complexo Do Cotovelo	21
3.1.3. Punho	23
3.2. Controle Motor	24
3.3. Especialização dos Hemisférios Cerebrais	26
3.4. Análise Cinemática	27
3.4.1. SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO.....	28
4. METODOLOGIA	32
4.1. Amostra	32
4.2. Experimento 1 - Paradigma De Múltiplo Alcance E Redundância De Alvo	32
4.2.1. Construção Do Experimento	33
4.2.3. Protocolo Experimental – Experimento 1	35
4.2.4. Coleta de Dados e Processamento	36
4.3. Experimento 2 - Simulação	39
4.3.1. Desenho Experimental.....	39
4.3.2. Protocolo Experimental – Experimento 2	40
4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA	41
5. RESULTADOS	42
5.1. EXPERIMENTO 1	42
5.1.1. Análise Cinemática.....	42
5.2. EXPERIMENTO 2	54
6. DISCUSSÃO	60
7. CONCLUSÃO	63
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
APÊNDICE	70
ANEXOS	72

1. INTRODUÇÃO

O movimento de apontar um alvo com a mão é um paradigma experimental muito utilizado em estudos sobre a precisão dos movimentos de alcance (BAGESTEIRO; SAINBURG, 2002; PAPAXANTHIS; POZZO; SCHIEPPATI, 2003). Como o braço é um manipulador redundante, possuindo mais graus de liberdade disponíveis que o necessário para cumprir uma determinada tarefa, o sistema nervoso central (SNC) deve obedecer a um critério para a escolha da melhor opção de movimento (BERNSTEIN, 1967). Um dos critérios, chamado de otimização energética, considera o gasto energético associado com as diversas opções de movimento (NELSON, 1983). Essa estratégia de otimização é baseada em dois componentes: o primeiro componente, ou movimento primário é tipicamente planejado previamente no início do movimento e consiste em levar o membro na direção do alvo de uma maneira balística. Em seguida, entra em cena o segundo componente, que é composto de submovimentos secundários, controlados por *feedback* sensorial, para levar o membro exatamente no alvo e reduzir discrepâncias entre o alvo e a posição do membro ao final do movimento primário (ELLIOT; HELSEN; CHUA, 2001).

Normalmente, um dos braços (usualmente o direito) é mais eficiente na realização de tarefas motoras complexas, de acordo com parâmetros como precisão e tempo de execução (ROY & ELLIOTT, 1989). A visão tradicional do controle motor propõe que o hemisfério esquerdo é especializado em movimentos habilidosos da mão e, portanto, a precisão do movimento com o braço direito, que é controlado por aquele hemisfério, é superior à do braço esquerdo (OCKLENBURG et al., 2014). Entretanto, uma teoria alternativa sugere que cada hemisfério/braço é, de fato, especializado no controle de características diferentes de movimento (HAALAND e HARRINGTON, 1989; SAINBURG, 2002). De acordo com essa proposta, o braço não dominante se destaca na estabilização do movimento, caracterizado por elementos corretivos e de *feedback*, enquanto o braço dominante depende de mecanismos preditivos e de *feedforward* (CARVALHO et al., 2017; SAINBURG & KALAKAMIS, 2000; WANG & SAINBURG, 2007).

As características de otimização do movimento e de especialização hemisférica são compatíveis com a hipótese de que na realização do movimento de apontar para um alvo o braço dominante possui uma precisão maior relacionada a ação de sistemas preditivos, que o braço não-dominante. Por conseguinte, o braço não dominante dependeria mais de sistemas baseados em *feedback* sensorial, para alcançar o alvo. O paradigma de alcance múltiplo (PAM, *manifold reaching paradigm*) (BERRET et al., 2011) é uma opção experimental para testar

essa hipótese. Nesse paradigma, o indivíduo é instruído a apontar para uma barra vertical localizada à sua frente em um plano sagital passando pela articulação do ombro, sem especificação de um ponto específico como alvo (ANDERSEN; CUI, 2009). Pelas suas características, o movimento é praticamente restrito a um único plano, o que facilita a análise de parâmetros cinemáticos.

Após decidir sobre a execução de um determinado movimento, uma cópia do sinal motor enviado para a planta motora (músculos) é utilizada internamente para gerar uma previsão das entradas sensoriais (chamada de descarga corolária) decorrentes da execução do movimento, de acordo com um modelo preditivo (*forward model*, em inglês). A descarga corolária é comparada com as informações sensoriais reais para eventual correção do movimento, caso ocorra alguma discrepância (MIALL & WOLPERT, 1996). O modelo preditivo também pode ser utilizado para prever (e entender) as ações realizadas por outras pessoas (FRISTON; MATTOU; KILNER, 2011). As consequências sensoriais das ações observadas são mapeadas no modelo preditivo do observador para permitir a estimativa das intenções associadas com essas ações (para revisão, ver BLAKEMORE & DECETY, 2001).

O padrão-ouro para a aquisição de dados quantitativos da cinemática do movimento humano são os sistemas de captura de vídeo tridimensionais (3D) (Mc LEAN et al., 2005). Entretanto, a maioria dos sistemas disponíveis comercialmente são muito dispendiosos e fora do poder aquisitivo de muitos grupos de pesquisa emergentes (MÜNDERMANN; CORAZZA; ANDRIACCHI, 2006). Uma opção mais acessível e cada vez mais popular é a utilização do sistema Kinect (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Criado com a intenção de revolucionar a indústria de *games* através da captura de movimentos dos usuários, o Kinect é um sensor de baixo custo com alta sensibilidade na captura de dados cinemáticos em 3D (ZHANG, 2012).

2. OBJETIVOS

2.1. Geral

Avaliar as características cinemáticas da especialização hemisférica do controle do movimento dos membros superiores humanos e verificar se as mesmas se aplicam durante a simulação mental durante a observação em terceira-pessoa da realização do mesmo tipo de movimento.

2.2. Específicos

- Comparar a cinemática dos movimentos de alcance em uma tarefa com alvo redundante realizados com o braço direito e esquerdo.
- Comparar a simulação mental dos movimentos de alcance com o braço direito e esquerdo em uma tarefa com alvo redundante durante a observação em terceira-pessoa.

3. REFERENCIAL TEÓRICO

3.1. O Braço Humano

O movimento do braço humano possui sete graus de liberdade (GDL) (Figura 1) e o mesmo é considerado um efector redundante pois são necessários apenas seis GDL para percorrer uma trajetória até um alvo no espaço durante uma tarefa de alcance (DESMURGET; PRABLANC, 1997).

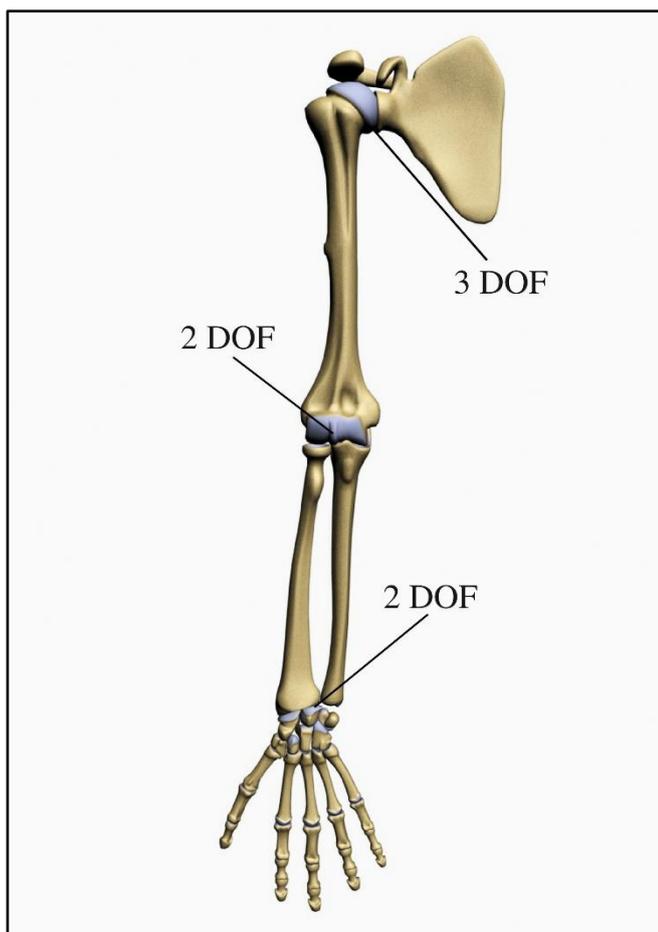


Figura 1. Anatomia do braço humano. Adaptado de:
<https://bit.ly/2nMEOjh>

O braço humano é composto de três grandes articulações principais:

1- Complexo do ombro: Articulação glenoumeral (interação do Úmero com a Escápula), articulação escapulo torácica (interação entre a escápula e as costelas), articulação esterno clavicular (interação entre o manúbrio do esterno e a clavícula), articulação acrômio clavicular (interação entre a porção distal da clavícula e o processo acromial da escápula), articulação caracoclavicular (interação da face inferior da clavícula com o processo coracóide da escápula);

2- Complexo do cotovelo: Articulação úmero-radial, úmero-ulnar e rádio-ulnar (Cotovelo) formada pela interação do Úmero com o Rádio, do Úmero com a Ulna e entre o Rádio e a Ulna;

3- Punho: Articulação rádio cárpica e rádio ulnar distal formada pela interação entre o Rádio e os ossos do carpo, e da porção distal do Rádio e da Ulna (SCHÜNKE et al., 2006; SUSAN,2012).

3.1.1. Complexo Do Ombro

O ombro possui a mais instável das articulações do corpo humano e a mais complexa também, devido ao grande número de componentes articulares envolvidos (SUSAN, 2012). Dessa forma, ao falar de mobilidade do ombro, deve-se levar em consideração que o movimento é composto por mais quatro articulações (Figura 2), sendo assim, o termo mais correto a ser utilizado é complexo do ombro. Este complexo é composto pelos seguintes ossos: Escápula, Clavícula, Esterno, Úmero e Costelas (LIPPERT, 2011).

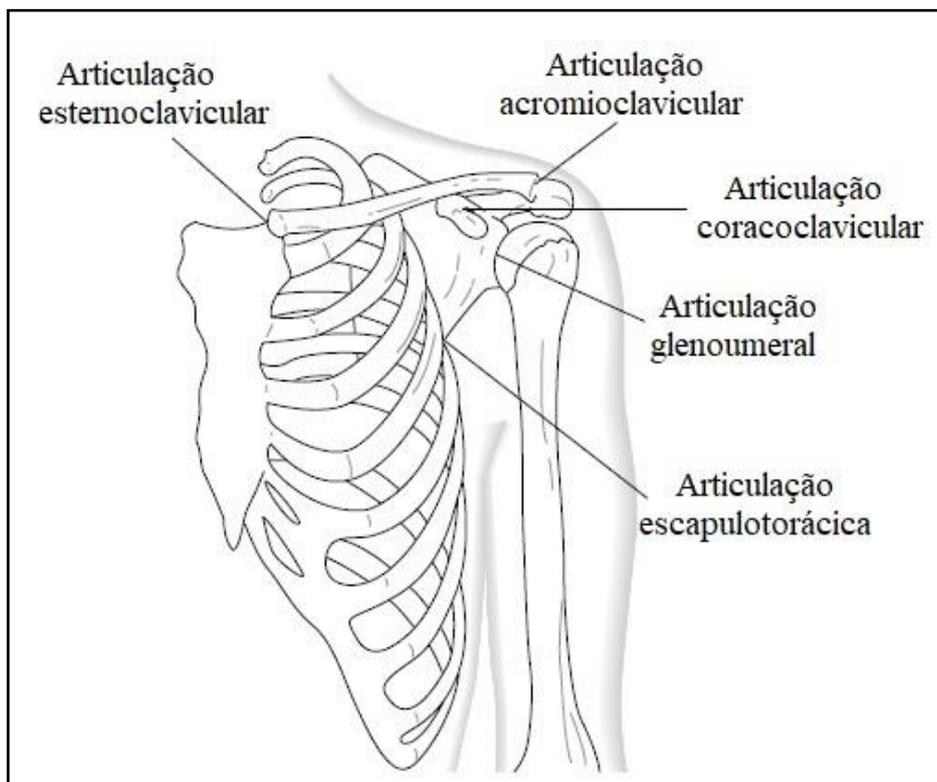


Figura 2. Completo do ombro. Fonte: Adaptado de LIPPERT, 2011.

Ainda que alguns movimentos da articulação glenoumeral ocorram de maneira isolada, a maior parte dos movimentos realizados pela articulação do ombro envolvem as

demais articulações do complexo, pois é a partir da estabilidade fornecida pela sincronia de atuação dessas articulações que incorrem as grandes amplitudes de movimento do braço (SUSAN, 2012).

A articulação glenoumeral é classificada como uma articulação sinovial do tipo esferoidal (interação de uma superfície articular côncava com uma superfície convexa semelhante a uma bola de tênis), possuindo 3-GDL, pois sua forma anatômica permite movimentos ativos nos três eixos axiais (LIPPERT, 2011; SUSAN, 2012; SCHÜNKE et al., 2006).

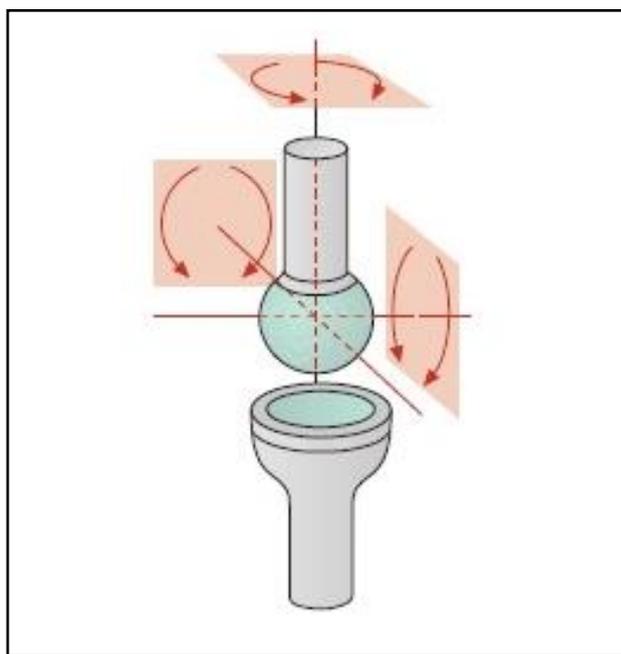


Figura 3. Representação de uma articulação sinovial do tipo esferoidal. FONTE: SCHÜNKE et al., 2006.

Engín (1980) publicou um dos primeiros estudos envolvendo a descrição biomecânica do complexo do ombro. Neste trabalho o autor relatou que, sendo a glenoumeral uma articulação instável, sua estabilidade e mobilidade são derivadas de tensões de músculos e tendões que cruzam esta articulação. Esses músculos são classificados em três grupos topológicos: 1. O grupo escapulo-umeral (aqueles que passam da escápula ao úmero); 2. O grupo axé escapular (aqueles que passam do tronco para a escápula); 3. O grupo axio-umeral (aqueles que passam do tronco ao úmero).

3.1.2. Complexo Do Cotovelo

O complexo do cotovelo, ao contrário do ombro, possui uma das articulações mais estáveis do corpo humano. Entretanto, similar ao complexo do ombro, possui também a funcionalidade de auxiliar o posicionamento da mão no espaço, além de atuar com ponto de apoio para o antebraço, e permitir maior preensão e a motricidade fina da mão e do punho (FORNALSKI; GUPTA; LEE, 2003).

Formado por três ossos (úmero, rádio e ulna), o complexo do cotovelo possui três articulações (Figura 4), já citadas no início do capítulo.



Figura 4. Anatomia da articulação do cotovelo. FONTE: Adaptado de: SCHÜNKE et al., 2006

Durante muito tempo a articulação do cotovelo foi considerada uma articulação do tipo gínglimo (dobradiça), porém atualmente é considerada como uma articulação sinovial do tipo trocogínglimo, pois além de ter características de uma articulação dobradiça, que realiza movimentos em um único eixo axial, possui características de uma articulação sinovial do tipo trocoide (pivô), representadas na figura 5 (SUSAN, 2012; FORNALSKI; GUPTA; LEE, 2003; SCHÜNKE et al., 2006). As articulações trocoides permitem movimentos....

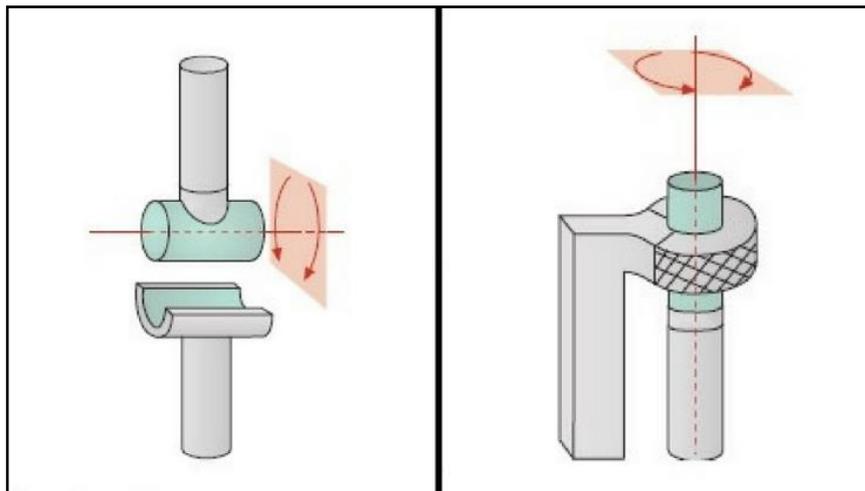


Figura 5. Esquerda: representação de uma articulação sinovial do tipo gínglimo. Direita: representação de uma articulação sinovial do tipo trocoide. FONTE: SCHÜNKE et al., 2006

Ao realizar os movimentos de flexão e extensão de cotovelo, as articulações úmero-radial e úmero-ulnar trabalham em conjunto, pois a articulação úmero-ulnar restringe a mobilidade da articulação úmero radial no plano sagital. No entanto, o movimento de pronação ocorre na articulação rádio-ulnar distal (figura 6), onde o rádio rola sobre a ulna para realizar o movimento (SUSAN,2012; LIPPERT, 2011).

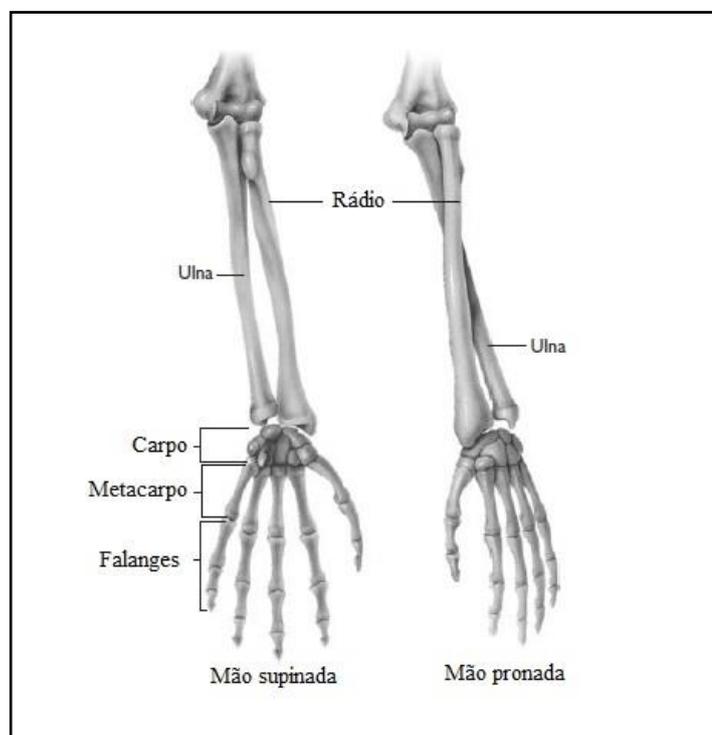


Figura 6. Anatomia do antebraço durante a supinação e a pronação. FONTE: Adaptado de: SUSAN, 2012.

Parte da estabilidade do cotovelo se deve a alta congruência das articulações pertencentes ao complexo e a outra é devido os complexos ligamentares do rádio da ulna e capsular articular (SUSAN, 2012; MORREY; AN, 1983).

Os músculos responsáveis pela motricidade da articulação do cotovelo são (para revisão, ver LIPPERT, 2011):

- 1) Flexores do cotovelo: braquial, braquiorradial e bíceps braquial
- 2) Extensores do cotovelo: tríceps braquial e ancôneo
- 3) Pronadores do antebraço: pronador redondo e pronador quadrado
- 4) Supinador do antebraço: supinador do braço

3.1.3. Punho

A articulação do punho é composta por duas articulações: rádio-carpal e rádio ulnar distal (Figura 7). Os movimentos do punho acontecem na articulação rádio-carpal, interação da ulna com os ossos do carpo, que é considerada uma articulação sinovial do tipo condilar (elipsoide), pois o formato das superfícies articulares permite movimentos em dois eixos axiais no plano sagital (flexão e extensão) e no plano frontal (desvio ulnar e desvio radial), sendo, a junção desses movimentos chamada de circundação (SUSAN, 2012; LIPPERT, 2011).

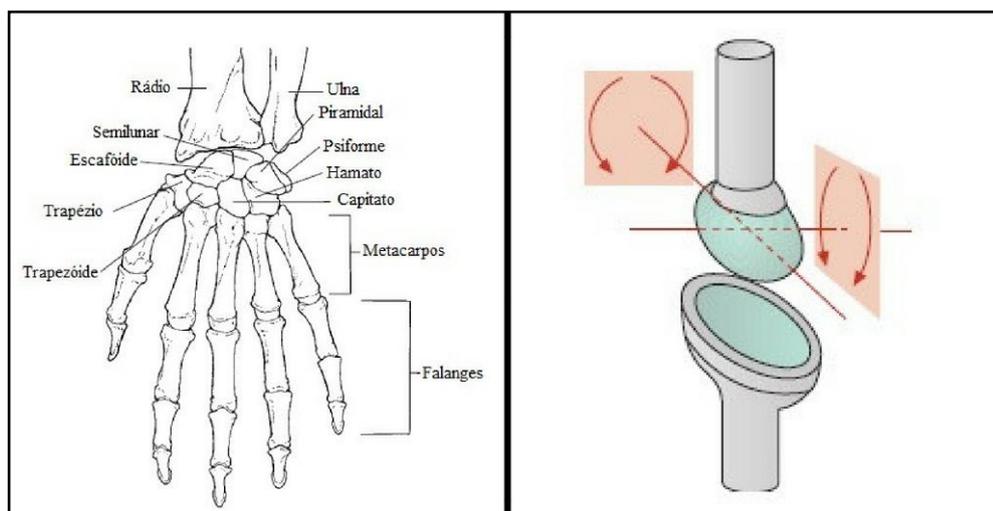


Figura 7. Esquerda: anatomia da articulação do punho. Direita: representação de uma articulação sinovial do tipo elipsoide. FONTE: SUSAN, 2012; SCHÜNKE et al., 2006.

Quando a mão está posicionada em linha reta em relação ao antebraço, a articulação do punho está em posição neutra. Esta posição é equivalente a posição anatômica do punho

(LIPPERT, 2011). A posição do punho interfere diretamente na função da mão, pois os músculos que atuam na mobilidade da mão passam pela articulação do punho, o que afeta a relação comprimento-tensão desses músculos (NEUMANN, 2013).

Os músculos extensor ulnar do carpo e flexor ulnar do carpo são responsáveis pelos movimentos extensão e flexão do punho respectiva e separadamente, porém no movimento de desvio ulnar os dois atuam em conjunto. Para o movimento de desvio radial os seguintes músculos: flexor radial do carpo, extensor radial do carpo e extensor radial longo do carpo agem em sincronia, assim como também agem nos movimentos de flexão e extensão do punho (para revisão, ver SCHÜNKE et al., 2006).

3.2. Controle Motor

O sistema nervoso central possui uma rede extensa de circuitos neurais dedicados ao controle da motricidade (para revisão, ver LEMON, 1999; SCOTT, 2012). Várias abordagens computacionais têm sido propostas para explicar o funcionamento do sistema motor humano. Entre essas, uma das teorias mais populares utiliza modelos preditivos (*forward models*) do comportamento motor (WOLPERT; GHAMRANI; JORDAN, 1995; MIAL; WOLPERT, 1996; WOLPERT; KAWATO, 1998; KAWATO, 1999). As teorias de controle preditivo do movimento são baseadas numa abordagem Bayesiana do entendimento da função do sistema nervoso (para revisão, ver CLARK, 2013). De acordo com essa visão, o cérebro faz inferências sobre os resultados sensoriais de suas ações e atualiza essas inferências com as evidências encontradas ao longo do caminho.

No cérebro, uma rede hierárquica de centros neurais é responsável pela geração do comando motor. A intenção de movimento é implementada em áreas motoras suplementares do córtex cerebral e esses comandos são enviados para processamento em estruturas hierarquicamente inferiores na cadeia neural de controle do movimento até chegar aos neurônios motores inferiores na medula espinhal e tronco cerebral (LEMON, 2008). O controle em tempo real da execução do movimento depende de *feedback* multissensorial proporcionado por vários tipos de sensores, incluindo os proprioceptores localizados nos membros envolvidos com o movimento. As consequências sensoriais do movimento são codificadas em modelos internos no sistema de controle motor humano (KAWATO, 1999). Os modelos internos são sistemas neurais subdivididos em modelos inversos e preditivos. Os modelos preditivos preveem as consequências sensoriais do movimento e permitem a sua eventual correção a partir da comparação com o *feedback* sensorial real durante a realização

do movimento (ver Figura 8). A experiência motora prévia contribui para a elaboração do modelo preditivo (COPETE et al., 2016). Os modelos inversos, por outro lado, permitem reconstruir os comandos motores necessários para obter uma configuração sensorial desejada (ver figura 8). Propõe-se que para o entendimento do movimento observado realizado por uma terceira pessoa é necessário comparar a atividade de modelos inversos e preditivos (OZTOP et al., 2005).

Ao movimentarmos o braço na ausência de *feedback* visual, por exemplo, o SNC utiliza o modelo preditivo para estimar o estado atual (posição e velocidade) da mão. Esse modelo é capaz de otimizar o controle motor de quatro maneiras: 1) Estimando os resultados das ações antes que o *feedback* sensorial esteja disponível (MIALL et al., 1993); 2) Por possuir um sistema que utiliza o fluxo de *output* motor (cópia eferente) consegue antecipar ou impedir efeitos sensoriais do movimento (re-aferência) (GALLISTEL, 2013); 3) Transformando as discrepâncias entre o resultado sensorial desejado e real de um movimento nos erros correspondentes no comando motor, fornecendo assim sinais apropriados para a aprendizagem motora (JORDAN; RUMELHART, 1992); 4) E pode ser usado para estimação de um estado no qual o modelo preditivo do próximo estado é combinado com a correção sensorial re-aferente (GOODWIN; SIN, 1984; WOLPERT; GHAHRAMANI; JORDAN, 1995).

Em resumo, os elementos computacionais envolvidos com o controle do movimento são organizados de acordo com o demonstrado na Figura 8. Um modelo inverso associado com o planejamento do movimento é transformado em comando motor, que é enviado para uma planta motora para mover o corpo e junto a isso é também gerada uma cópia eferente do comando. A partir da cópia eferente é criado um modelo preditivo que estima as consequências sensoriais do comando motor. A saída do modelo preditivo e as consequências sensoriais do movimento são então comparados e qualquer discrepância é corrigida (MIALL; WOLPERT, 1996; PICKERING; CLARK, 2014).

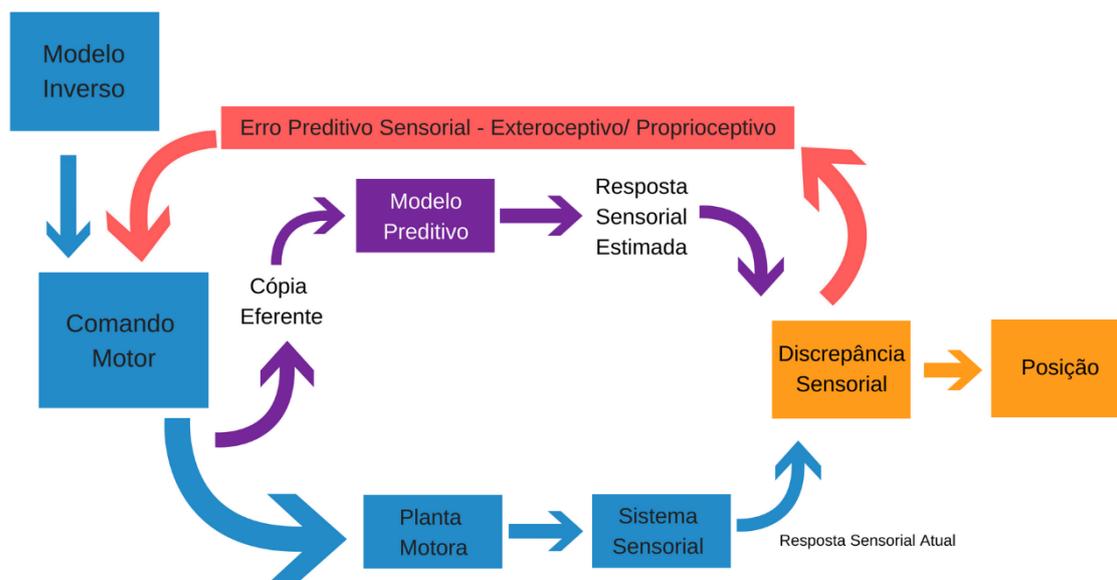


Figura 8. Esquema representativo do modelo preditivo de controle motor ADAPTADO: PICKERING; CLARK, 2014

3.3. Especialização dos Hemisférios Cerebrais

Os hemisférios cerebrais são funcionalmente especializados em mamíferos (VALLORTIGARA; ROGERS, 2005). Essa assimetria decorre de pressões evolutivas para otimizar o gasto energético com a transferência de informação neural por tratos axonais, tendo em vista que a maior parte do gasto metabólico do cérebro está associado com a propagação de potenciais de ação. O grau de especialização hemisférica está diretamente relacionado com a expansão cortical ao longo da evolução em mamíferos e é especialmente pronunciada em seres humanos (WANG et al., 2014)

De acordo com a teoria tradicional de lateralidade do controle motor do movimento dos braços, o hemisfério esquerdo é especializado em movimentos que exigem maior aptidão de motricidade fina e, dessa forma, o braço direito, controlado por esse hemisfério, possui um controle superior dessas habilidades em relação ao braço esquerdo (ROY; ELLIOTT, 1989; OCKLENBURG et al., 2014). Essa teoria de “dominância” hemisférica do controle motor é bastante prevalente e existem vários testes para avaliar o grau de dominância de movimentos de precisão dos membros superiores, como o teste de Edimburgo (OLDFIELD, 1971). Por exemplo, em humanos, a maioria dos indivíduos (>80% da população) indica a preferência de uso da mão direita sobre a esquerda (GILBERT; WYSOCKI, 1992; ANNETT, 1996). Uma

proposta alternativa sugere que os membros superiores são de fato especializados, com papéis diferentes em movimentos bimanuais e controlados preferencialmente por comandos *feedforward* ou *feedback* para iniciar ações ou prover estabilização ao movimento, respectivamente (CARVALHO et al., 2017).

Ao comparar o movimento de alcance dos braços, Sainburg e Kalakanis (2000) identificaram que as trajetórias realizadas em direção a um alvo pela mão direita eram menos dispersas que as da mão esquerda. Segundo estes autores, isso ocorre devido a diferenças críticas na dinâmica da coordenação dos torques musculares e interarticulares para os braços direito e esquerdo, o que sugere que diferentes mecanismos de controle neural são utilizados para movimentos de ambos os braços (SAINBURG & KALAKAMIS, 2000).

Enquanto o hemisfério considerado dominante é especializado no controle de novas condições dinâmicas relacionada com amplitude de torque e coordenação entre os segmentos (ombro, cotovelo e punho) durante a tarefa de alcance, o hemisfério não-dominante é especializado em controle da posição do braço em estado estacionário (DUFF; SAINBURG, 2007)

Os movimentos realizados pelo braço direito em destros são coerentes com a teoria de que este pode utilizar parâmetros dinâmicos para atingir um desempenho estável, isso é, possuem uma representação neural de variáveis correspondentes a essas medidas (amplitude de torque e coordenação entre os segmentos) (WOLPERT; GHAHRAMANI; JORDAN, 1995). Dessa forma o hemisfério esquerdo emprega o sistema preditivo de controle motor, pois assim este consegue realizar previsões precisas da dinâmica entre os membros e tarefas manuais utilizando estimativas confiáveis das condições iniciais (SAINBURG; GHEZ; KALAKANIS, 1999). Já o controle dos movimentos realizados pelo braço esquerdo está relacionado com estabilização estacionária. (WANG; SAINBURG, 2007).

3.4. Análise Cinemática

A cinemática é a descrição das variáveis relacionadas ao movimento, independente das forças que o causam. A análise cinemática inclui parâmetros como deslocamento linear e angular, velocidade e aceleração. Os dados de deslocamento são obtidos com relação a referências anatômicas como centro de gravidade, centros de rotação das articulações, extremidades dos segmentos dos membros ou outras proeminências anatômicas importantes (WINTER, 2009).

3.4.1. SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO HUMANO

Os sistemas de captura de movimento podem ser do tipo óptico e não-óptico (Figura 9). Os sistemas não-ópticos utilizam dispositivos acoplados ao sujeito para capturar as características do movimento. Em contrapartida, esses dispositivos não são necessários em sistemas de captura óptico. Ambos utilizam câmeras de vídeo com alta-resolução temporal (ZHANG et al., 2009).

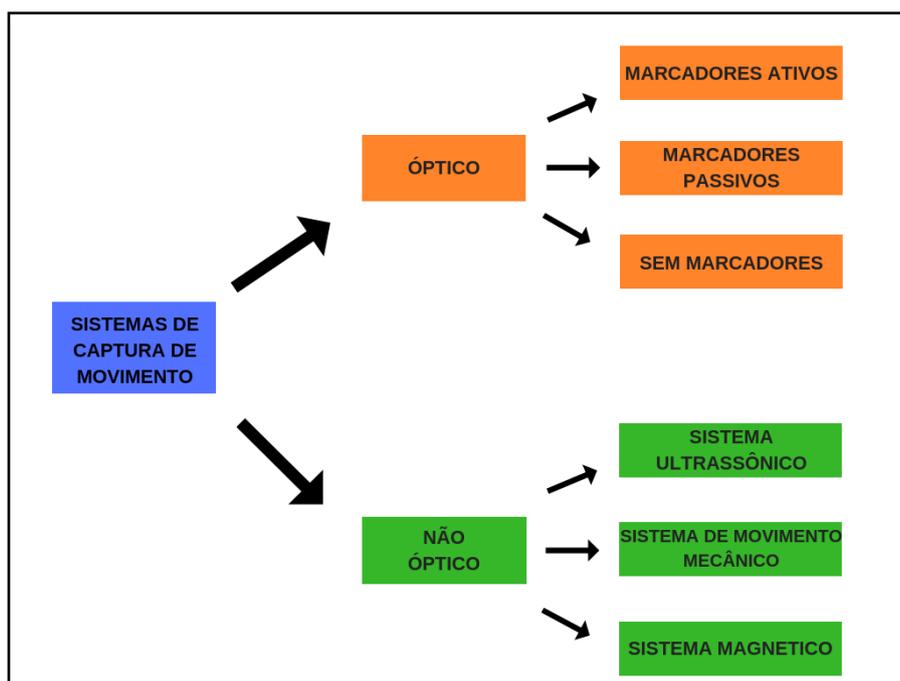


Figura 9. Classificações dos sistemas de captura de movimento.

3.4.1.1 Sistemas Ópticos

Nos anos 70, foi desenvolvido o sistema de captura infravermelho para o estudo do movimento humano, o SELSPOT®, que utilizava vários sensores ópticos fixados no ambiente para capturar várias fontes de diodos emissores de luz (LED) infravermelhos localizados no corpo do usuário (WOLTRING; MARSOLAIS, 1980). O sistema Selspot era baseado em processamento de dados *offline* (WELCH; FOXLIN, 2002).

A partir do SELSPOT, novos sistemas chegaram ao mercado, cada vez mais sofisticados. Até alguns anos atrás, os sistemas de captura óptica, eram diferenciados por duas categorias: os ativos e passivos, que estava relacionado ao tipo de marcador utilizado. Os sistemas ativos utilizam marcadores que emitem luz infra-vermelha para captura do sensor

óptico, enquanto os sistemas passivos possuem marcadores que retro-refletem a luz infravermelha de volta para o sensor.

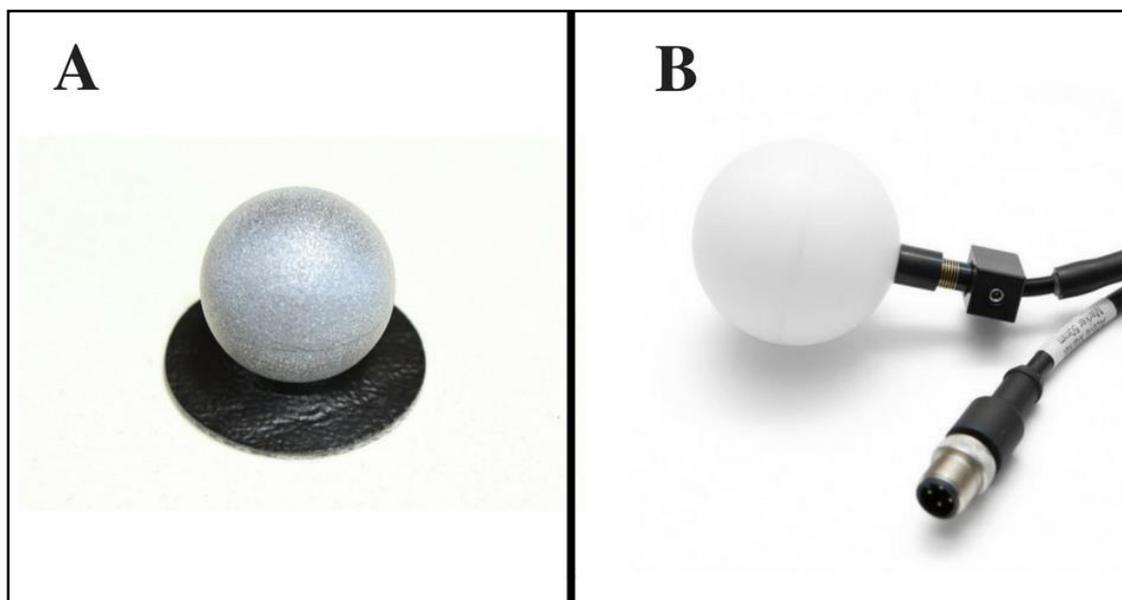


Figura 10. A: Marcador passivo retro refletivo. FONTE: <https://bit.ly/2MSU8FX>. B: Marcador ativo emissor de luz. FONTE: <https://bit.ly/2MXNoqm>

Recentemente, foram criados sistemas de captura de movimentos que prescindem do uso de marcadores ou dispositivos acoplados ao sujeito experimental. Os sistemas de captura de movimento sem marcadores utilizam câmeras de vídeo com funcionamento sincronizado em volta do sujeito experimental e utilizam os dados registrados para construir um modelo 3D do movimento sem o uso de marcadores (MÜNDERMANN; CORAZZA; ANDRIACCHI, 2010).

Esses sistemas de captura de imagem de múltiplas câmeras, ainda que não necessitem do uso de marcadores ópticos, geralmente precisam ser importados a um alto custo. O sistema Microsoft Kinetic é uma alternativa acessível e de baixo custo aos sistemas tradicionais de captura de movimento humano para a análise das características espaço-temporais do movimento (Clark et al., 2013), além de análise cinemática (Gabel et al., 2012). Além de possuir um sensor RGB-D possui um algoritmo de captura de movimento humano e uma tecnologia avançada de detecção de profundidade das cenas capturadas (HAN et al., 2013).

3.4.1.2. Microsoft Kinect Sensor

Criado com a intenção de revolucionar a maneira de jogar videogame, ao unir linguagem corporal à interface do jogo, o Microsoft Kinect é um sensor de baixo custo com

alta sensibilidade e que possibilita a captura de movimentos em 3D sem o uso de controladores ou marcadores. Por causa das características técnicas do dispositivo, associado ao baixo custo, vários grupos de pesquisa ao redor do mundo optaram pelo Kinect para desenvolver estudos da cinemática do movimento humano (ZHANG, 2012).

O Microsoft Kinect possui duas versões (V1 e V2). A primeira versão, lançada em 2010, é baseada na técnica de luz estruturada, que emite feixes de luz em um padrão conhecido que são projetadas no ambiente do campo de visão da câmera do sensor (AMON; FUHRMANN; GRAF, 2014). Já o modelo V2, criado em 2014, utiliza um pequeno pulso de luz infravermelho, que representa a profundidade alcançada chamada de “parede de luz”. O sinal óptico é refletido pelos objetos em cena levando a uma parede de luz distorcida que lembra a forma dos objetos (KOLB et al., 2009).

3.4.1.2.1. Kinect V2

O sensor Kinect V2 (Figura 11) é composto por uma câmera RGB de resolução 1920 x 1080 pixels, uma câmera infravermelha que captura mapas de profundidade em tempo real com resolução de 512 x 424 pixels, o emissor de luz infravermelho e um microfone. Durante a aquisição de imagem o sensor funciona com frequências de até 30Hz (LACHAT, 2015).

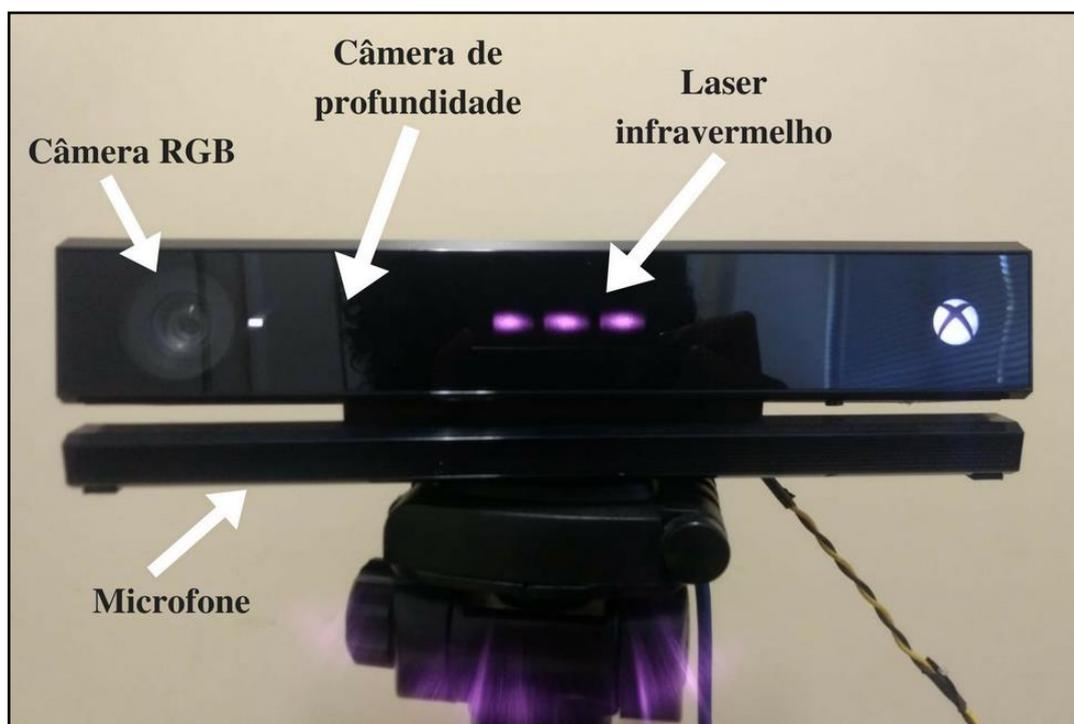


Figura 11. Kinect Xbox One adaptado para o funcionamento em computador do tipo desktop.

As imagens de infravermelho e RGB capturadas são sobrepostas pelo software do sistema. A captura de profundidade alcança 70 graus de campo de visão horizontal e 60 graus de campo vertical, além da capacidade de reconhecimento de um objeto que vai de 0,5m a 4,5m (Figura 12), e de interação com aparelho que vai de 1m a 4m (PAGLIARI; PINTO, 2015; MICROSOFT, 2014).

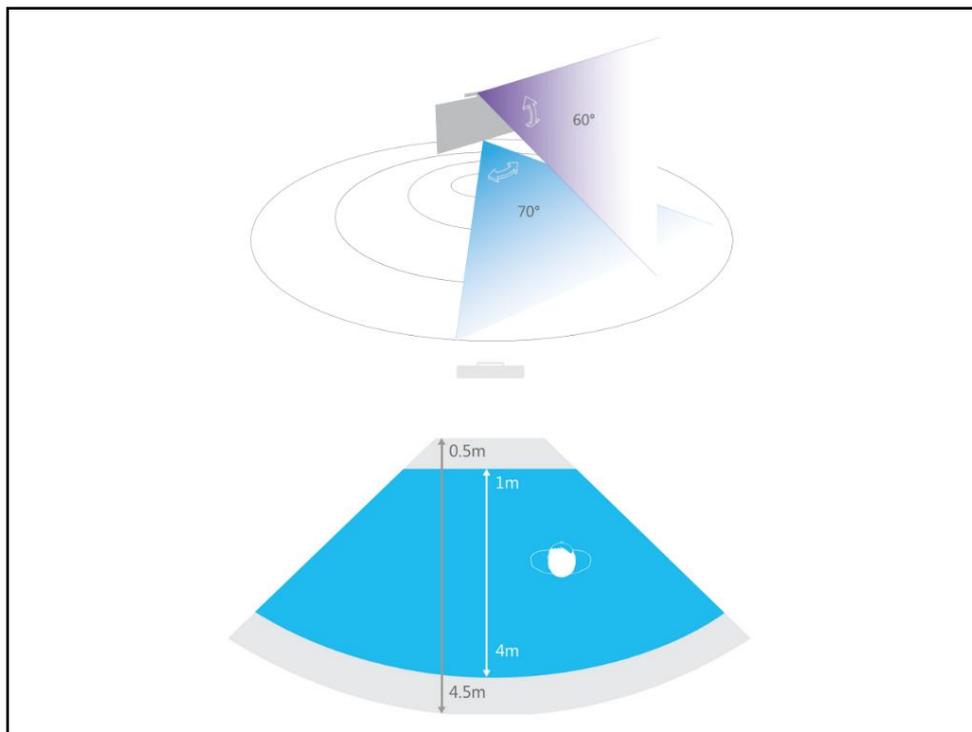


Figura 12. Superior: ângulos de alcance da câmera de profundidade. Inferior: alcance de reconhecimento e interação em metros. FONTE: MICROSOFT, 2014.

Para o uso da tecnologia em computadores a Microsoft oferece um Kit de desenvolvimento de software (SDK). A segunda geração do Kinect, tanto para Windows como para o Xbox One, é compatível com a versão SDK 2.0 produzido para sistemas operacionais a partir do Windows 8. Entretanto, a utilização do Kinect para Xbox One em computadores necessita do adaptador com saída USB 3.0, também comercializado pela Microsoft.

3.4.1.3. Software

Neste trabalho utilizamos um *software* de captura de movimento sem marcadores chamado de iPi Soft-Motion Capture™. Este software suporta o uso de 1 a 2 câmeras Kinect para registrar o movimento humano e produzir animações em 3D. A versão *Basic Edition* do sistema inclui os *softwares* iPi Recorder e iPi Mocap Studio. Neste trabalho utilizamos um *add-on* chamado de iPi Biomech, para análise biomecânica do movimento humano.

4. METODOLOGIA

O Projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CAAE: 82131517.1.0000.0018).

4.1. Amostra

A amostra foi composta por 14 indivíduos de ambos os sexos (1 sinistro, 12 destros e 1 ambidestro) com idade média de $24,6 \pm 3,9$ anos de idade. Os participantes foram recrutados através de convite verbal e após explicação dos objetivos e riscos do experimento foram convidados a assinar um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Os critérios de inclusão e exclusão adotados para recrutamento dos participantes foram os seguintes;

Critérios de Inclusão

- Indivíduos entre 18 a 40 anos de idade
- Não portadores de necessidades especiais
- Destros e sinistros

Critérios de Exclusão

- Indivíduos com necessidades especiais
- Indivíduos com doenças neurológicas e/ou musculares
- Uso de álcool e/ou drogas psicotrópicas há menos de 24 horas da realização do experimento
- Menos de 4 horas de sono na noite anterior ao experimento

Os sujeitos foram divididos de maneira aleatória em 2 grupos experimentais (GRUPO 1 e GRUPO 2) composto por 6 participantes cada. O GRUPO 1 realizou primeiro o experimento 1 e depois o experimento 2, enquanto o GRUPO 2 começou pelo experimento 2 e depois o experimento 1. No entanto, por problemas ligados a qualidade do sinal capturado foram analisados 12 participantes.

Antes da execução dos testes os participantes responderam o Inventário de dominância lateral de Edimburgo (ANEXO), para verificação da lateralidade, de acordo com uma avaliação tradicional.

4.2. Experimento 1 - Paradigma De Múltiplo Alcance E Redundância De Alvo

4.2.1. Construção Do Experimento

O desenho experimental foi baseado no estudo de Berret e colaboradores (2011) utilizando o paradigma de múltiplo alcance e redundância de alvo. O aparato experimental está demonstrado na Figura 13 e é composto por duas hastes de Madeira MDF, de 2,6m de altura por 0,12m de largura cada, unidas por uma calha de alumínio para cortinas de 1,5m. No trilho da calha de alumínio estão pendurados por 5 fios de nylon, 5 pesos de chumbo (esferas de pesca) de 0,028kg cada. Os pesos de aço foram marcados com cores diferentes para sinalizar a posição inicial do braço dos participantes. A barra de alcance é uma barra de ferro de 2,20m de altura por 0,010m de diâmetro e foi estabilizada em uma base de concreto e uma segunda barra de ferro com 0,05m de largura conectada a barra experimental por uma estrutura acoplada no topo da barra, deixando uma distância de 0,20m de uma barra a outra. O experimento foi montado em uma sala de 9m². As hastes de MDF foram posicionadas a 0,75m da parede utilizada como fundo para o experimento, com distância de 1,20m entre uma e outra. A barra experimental foi posicionada a 0,10m da haste de MDF. Em frente a barra de experimento foi posicionada a cadeira para o participante sentar. Nenhum alvo foi pré-determinado na barra e devido a sua altura os participantes não conseguiam ver as extremidades sem mover a cabeça ou o tronco.



Figura 13. EXPERIMENTO 1: Paradigma de múltiplo alcance e redundância de alvo.

O circuito original do sensor Microsoft Kinect foi transformado para receber alimentação de uma fonte externa de 12V (Figura 14) e adaptado para conexão via saída USB 3.0 com um computador do tipo desktop. O sensor foi posicionado a 2,97m de distância da parede de fundo do experimento, em um tripé (ver Figura 14).



Figura 14. Sistema de adaptação do Kinect Xbox One para uso em desktop.

4.2.3. Protocolo Experimental – Experimento 1

Os participantes eram convidados a sentar na cadeira posicionada em frente à barra de metal do *setup* experimental. Inicialmente, era realizada a medição dos comprimentos do braço. A medida era separada em três partes, comprimento do braço (Acrômio ao Epicôndilo lateral) e antebraço (Epicôndilo lateral a ponta do dedo indicador) e o comprimento total do braço (Acrômio a ponta do dedo). Em seguida, a barra de metal do do *setup* experimental era posicionada a uma distância do ombro de 85% do comprimento do braço, no plano para-sagital passando pela articulação do ombro, de forma que a movimentação do braço fosse realizada praticamente em um único plano e a articulação do ombro permanecesse com um grau 0 de

adução e abdução. Depois do posicionamento adequado da barra, foram verificadas as medidas angulares das posições iniciais do braço, indicadas pelos pesos de aço descritos na sessão 3.2.1., denominadas P1, P2, P3, P4 e P5 (Figura 13). Após os ajustes dos pontos iniciais, foi colocada nos participantes a órtese de contenção dos movimentos do punho e, em seguida, os marcadores ópticos retro refletivos de 15 mm de diâmetro nos seguintes pontos anatômicos: acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna, ápice do dedo indicador, no braço, e dois de referência na cabeça: canto externo do olho e trago. Em seguida, com o Microsoft Kinect era capturado o background do cenário já adequado as medidas do sujeito, e também era realizada a captura do modelo do participante para o processamento.

Após a paramentação do participante, o mesmo recebia o seguinte comando: “Olhe para a barra à sua frente. Em seguida, feche os olhos e rapidamente mostre a localização da barra, tocando-a com a ponta do dedo, 20 vezes seguidas, de maneira precisa”. Para o início do teste, o braço dos participantes era situado na posição inicial e eram orientados a sinalizar que estivessem prontos, ao ouvir o comando “pode começar”, os sujeitos iniciavam o teste. Em caso de erro ao apontar a barra a contagem era reiniciada.

4.2.4. Coleta de Dados e Processamento

A relação entre as cinco posturas iniciais chamadas P1, P2, P3, P4 e P5 e os ângulos entre as articulações do ombro e do cotovelo dos participantes são mostrados na Tabela 1 e na Figura 15.

Tabela 1. Posição inicial do braço durante o experimento

	P1	P2	P3	P4	P5
Ângulo do ombro	0°	-90°	-120°	-90°	-80°
Ângulo do cotovelo	90°	90°	120	30°	140

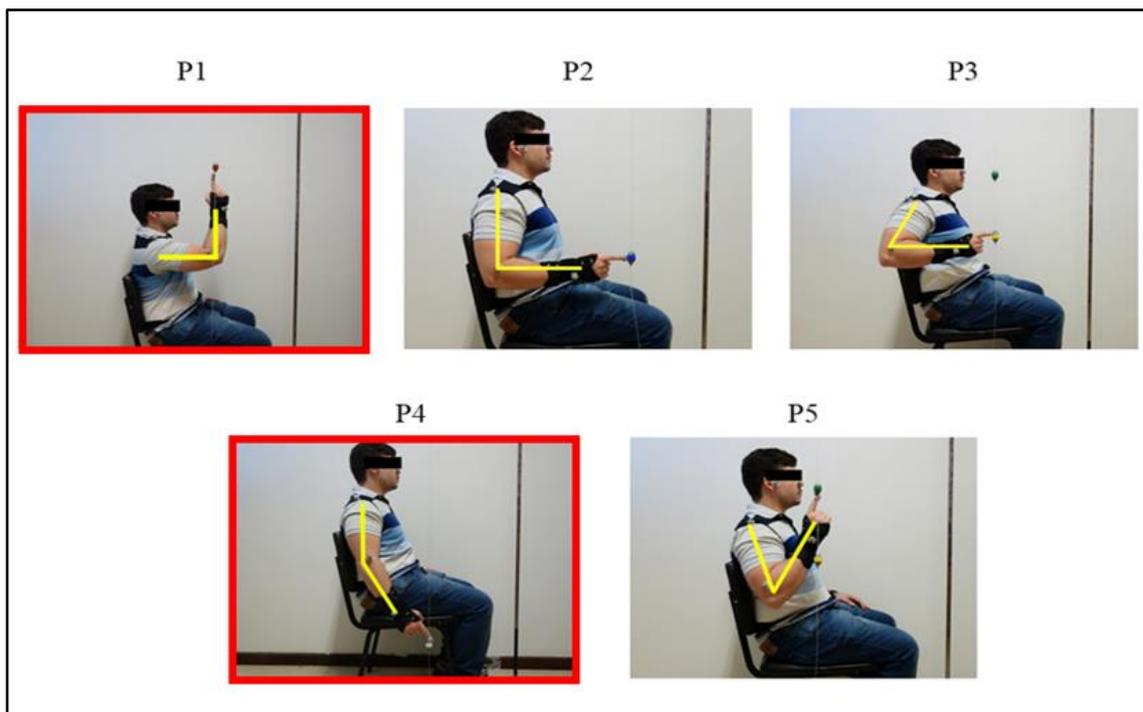


Figura 15. A esquerda: Posição inicial de movimentos a favor da gravidade. A direita: Posição inicial de movimentos contra a gravidade.

Para a captura dos parâmetros cinemáticos do movimento foi utilizado o software Ipi Recorder (iPi Soft, LLC, Moscow, Russia.). A calibração do Kinect foi feita de acordo com os procedimentos recomendados contidos no guia do usuário do Ipi Recorder. Antes de iniciar cada teste, era realizada a captura de *background* do ambiente padrão. Em seguida, era realizada a captura de um modelo do participante. O sujeito era convidado a ficar de pé em frente ao Kinect, a uma distância de 1,5m e de braços estendidos (posição T) e pés ligeiramente afastados (Figura 16).

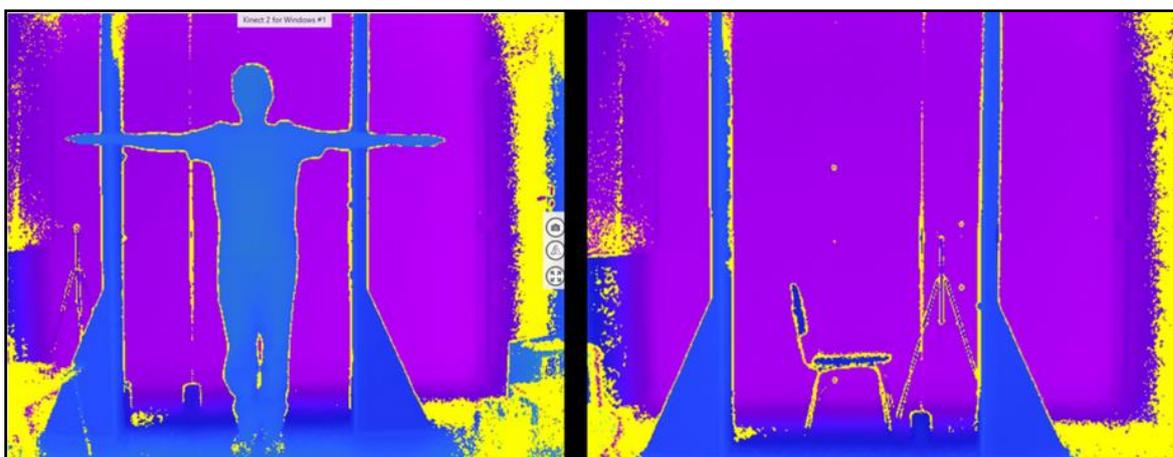


Figura 16. A esquerda: captura das medidas modelo do participante. A direita: captura do background.

Para certificar que os participantes tocavam a barra, utilizamos uma câmera digital Sony Cyber-shot DSC-RX100 (Sony, Inc.) posicionada em um tripé próximo da região de toque na barra. A verificação do toque era realizada em tempo real, a cada trial experimental.

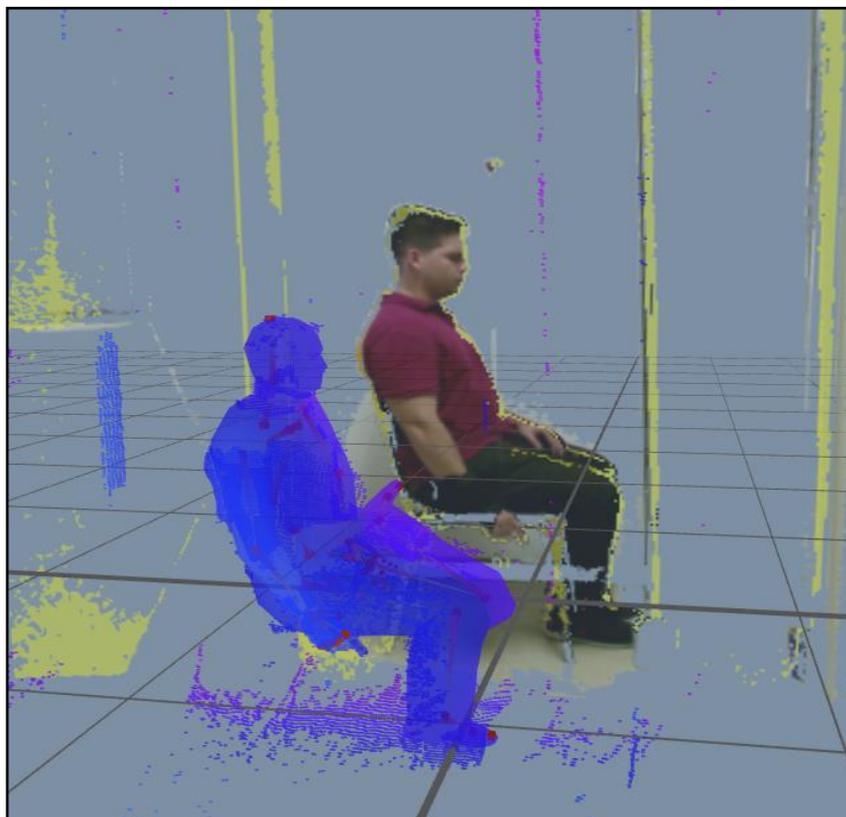


Figura 17. Avatar extraído a partir da gravação de vídeo do teste.

Após a coleta de dados, os vídeos capturados foram processados com o software Ipi Mocap (iPi Soft, LLC, Moscow, Russia.). Inicialmente, é criado um avatar a partir dos dados antropométricos obtidos e do modelo do participante capturado antes da coleta. Este modelo é ajustado ao participante representado por uma nuvem de pontos. O software realiza o ajuste ao modelo em todos os quadros do vídeo capturado de maneira automática. Em seguida, o ajuste do avatar com o vídeo capturado foi realizado frame a frame, levando em consideração apenas as articulações de interesse da pesquisa. Feitas as sincronias entre avatar e vídeo, são selecionados os dados para análise, tendo como referência o centro de massa do participante. São obtidas as seguintes variáveis da ponta do dedo efetor: coordenadas, velocidade e aceleração. Após a definição desses parâmetros é extraído um arquivo '.mat' contendo as variáveis de interesse para análise posterior com o software Matlab 2017a (Mathworks, Inc.). As trajetórias dos movimentos foram interpoladas em 100 pontos, tanto para o plano x quanto

para o plano y, e em seguida os pontos foram concatenados (BAERLOCHER, 2001). A partir desses valores foram realizadas as seguintes análises:

1. Análise dos componentes principais (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*) (CARVALHO; BOULIC; THALMANN, 2007; CARVALHO, 2009)
2. Definição da trajetória do dedo efetor (do ponto inicial até a barra)
3. Duração do movimento, velocidade média e pico de velocidade (PAPAXANTHIS; POZZO; MCINTYRE, 2005)
4. Elipses de 95% de confiança dos pontos finais da trajetória do movimento do braço (VAN BEERS; HAGGARD; WOLPERT, 2004)

4.3. Experimento 2 - Simulação

4.3.1. Desenho Experimental

Foi construída uma interface computacional com o software Psychopy v1.82 (PEIRCE, 2007) para a realização do teste de simulação. Nessa interface, apresentada em uma tela de computador com resolução de 1080 x 1920 pixels, o participante deveria indicar com o mouse o local de toque na barra realizado por uma pessoa realizando o mesmo paradigma experimental de múltiplo alcance em um vídeo (ver Figura 18). A interface é construída a partir de vídeos obtidos com o Kinect de um voluntário realizando a mesma tarefa partindo de cinco pontos iniciais até a barra. Os vídeos foram editados e padronizados com o software VEGAS PRO (Sonic Foundry, Sony Creative Software, MAGIX). No vídeo apresentado na interface o terço final da trajetória do movimento do participante foi ocluído, omitindo o toque da barra com a mão. No local exato da posição da barra real foi inserida uma barra virtual, como mostra a Figura 18.



Figura 18. Teste de simulação mental do movimento; parte da tela ocluída com a representação da barra virtualmente em cinza.

4.3.2. Protocolo Experimental – Experimento 2

Antes de começar o teste os participantes eram apresentados ao sistema no computador e instruídos verbalmente a indicar na barra virtual o local de interação da mão com a barra clicando com o mouse na mão direita ou esquerda. Em seguida, os participantes realizavam 10 tentativas livres para se habituar com a interface. O teste iniciava com um comando escrito na tela. O teste era organizado da seguinte maneira: as cinco posições iniciais eram apresentadas de maneira alternada entre a visualização do movimento do braço esquerdo e direito (P1D, P1E, P2D, P2E....). No total, eram apresentadas dez sequências de vídeos para cada participante. Os dados das coordenadas de cada clique eram exportados para o Matlab 2017a (Mathworks, Inc.) para construção das elipses de 95% de confiança.

4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Como o propósito de estudo era a comparação da performance com o braço esquerdo e direito, realizamos uma análise estatística pareada. Como a distribuição dos dados não era normal, utilizamos teste de Wilcoxon. A significância estatística foi estabelecida em 0,05.

5. RESULTADOS

Na análise, foram excluídos 2 dos 14 participantes, devido a problemas durante a captura dos dados. Os resultados dos participantes sinistro e ambidestro (12 e 5, respectivamente) foram analisados junto com os demais participantes.

5.1. EXPERIMENTO 1

5.1.1. Análise Cinemática

Todos os participantes conseguiram completar a tarefa de maneira relativamente fácil. As figuras 19, 20, 21 e 22 ilustram o padrão cinemático do movimento do braço dos participantes durante a realização da tarefa.

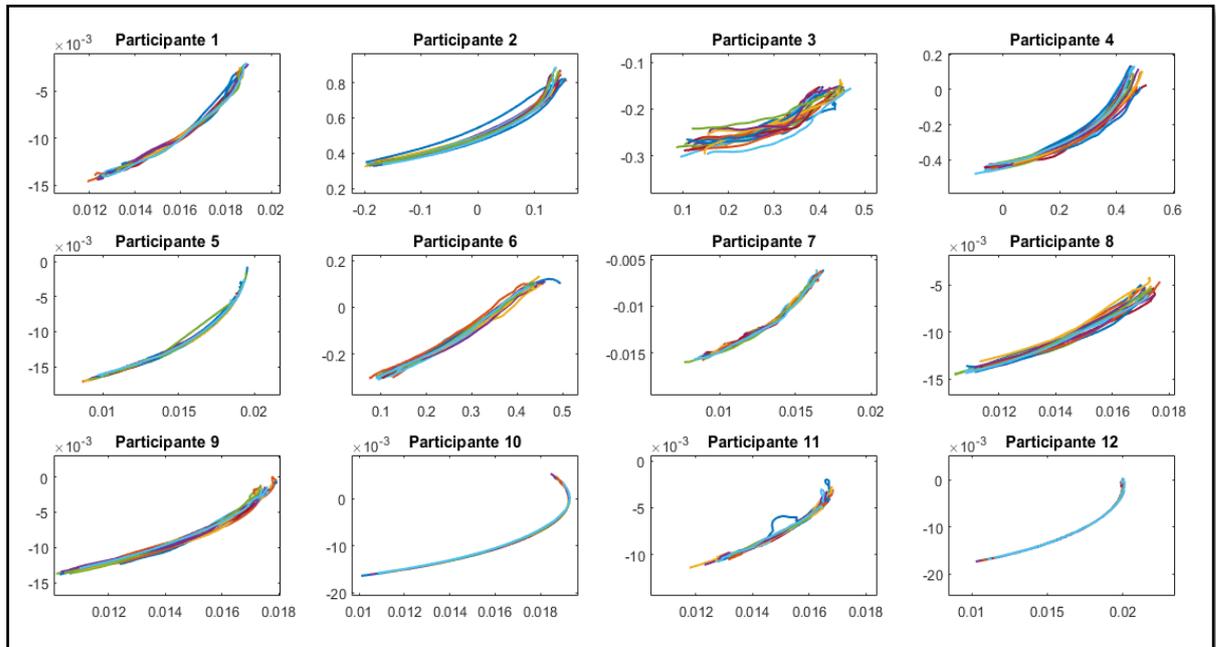


Figura 19. Trajetórias do braço direito em movimentos contra gravidade (abscissa: coordenadas em x / ordenada: coordenadas em y).

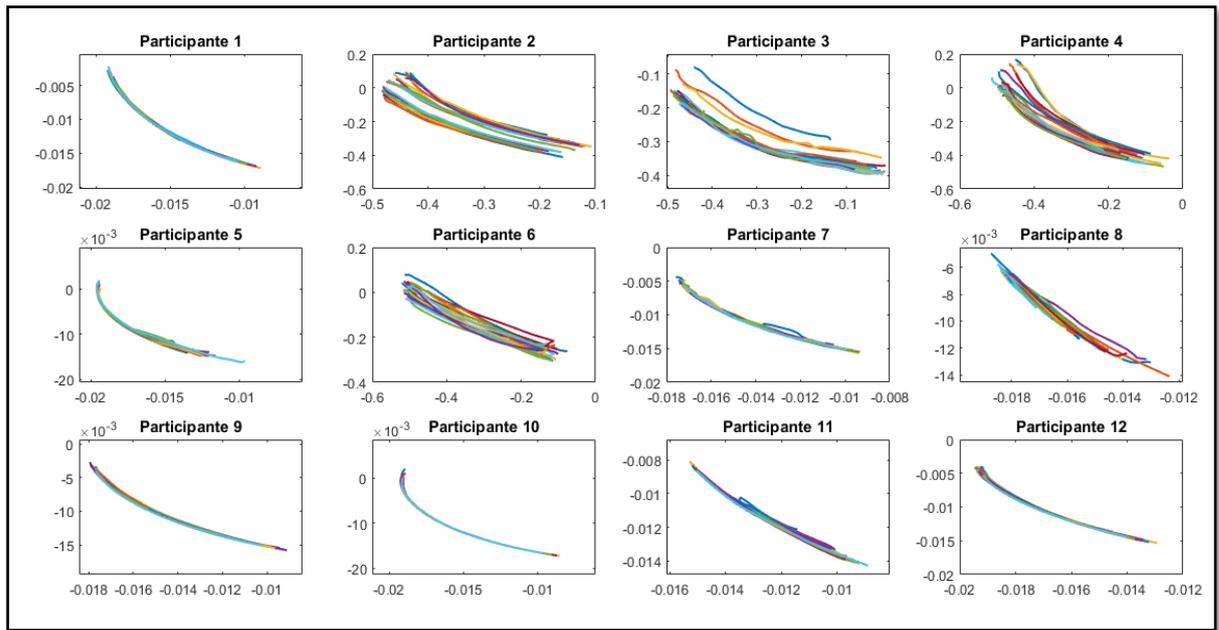


Figura 20. Trajetórias do braço esquerdo em movimentos contra gravidade (abscissa: coordenadas em x / ordenada: coordenadas em y).

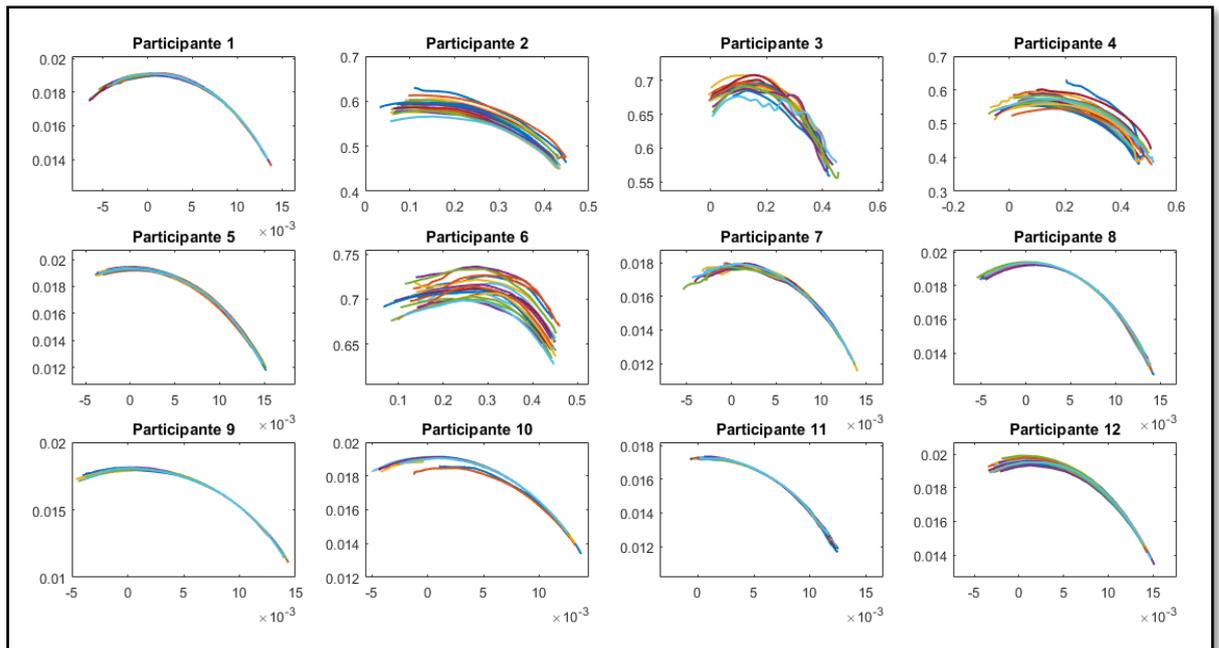


Figura 21. Trajetórias do dedo efor do braço direito em movimentos a favor gravidade (abscissa: coordenadas em x / ordenada: coordenadas em y).

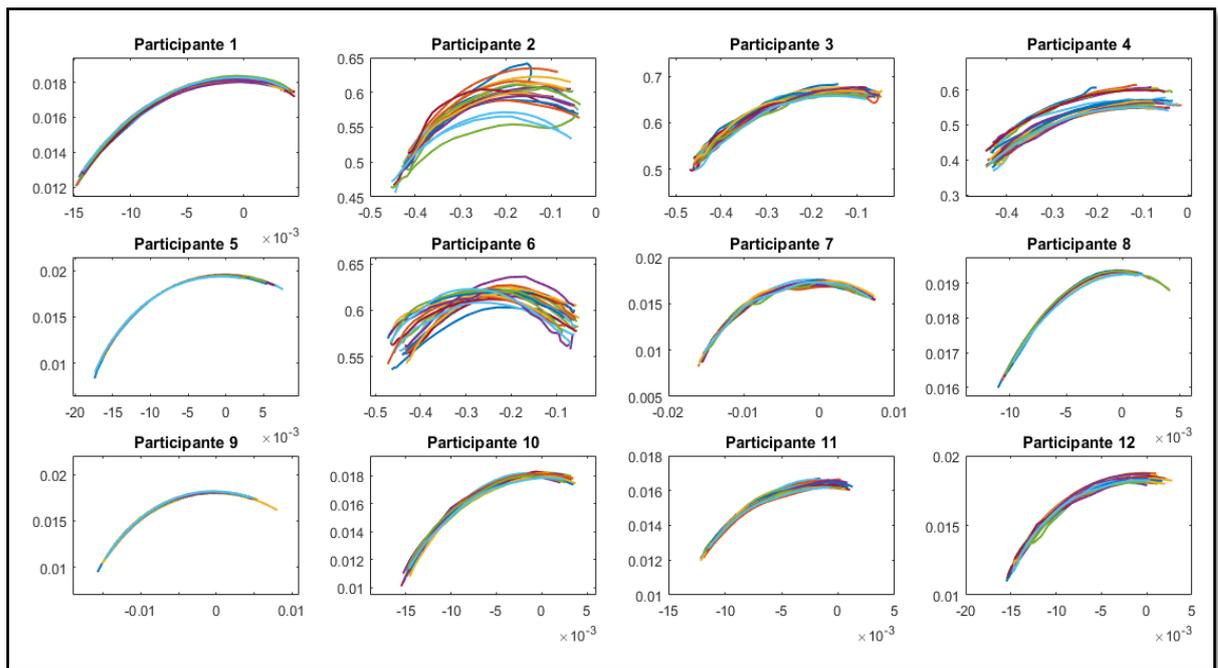


Figura 22. Trajetórias do dedo efetor do braço esquerdo em movimentos a favor gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

Através da PCA foi possível caracterizar as trajetórias do braço direito e esquerdo durante a realização da tarefa de múltiplo alcance, tanto em movimento contra quanto a favor da gravidade (ver Figuras 24, 25, 26). Uma análise geral entre os participantes permitiu dividi-los em dois grupos de acordo com a consistência na trajetória durante a realização da tarefa, medido pelo primeiro componente do PCA (Figura 20). Um grupo de participantes (1, 5, 7, 8, 9, 10, 11 e 12) apresentou uma consistência maior na realização da tarefa que o outro grupo (2, 3, 4 e 5), em termos da trajetória, representada pelo primeiro componente do PCA, tanto com o braço direito e esquerdo quanto em movimentos a favor e contra a gravidade. Em geral, a distribuição do primeiro componente da trajetória do movimento do braço direito e esquerdo são mais dispersos em movimentos contra (Figura 21) do que a favor (Figura 22) da gravidade.

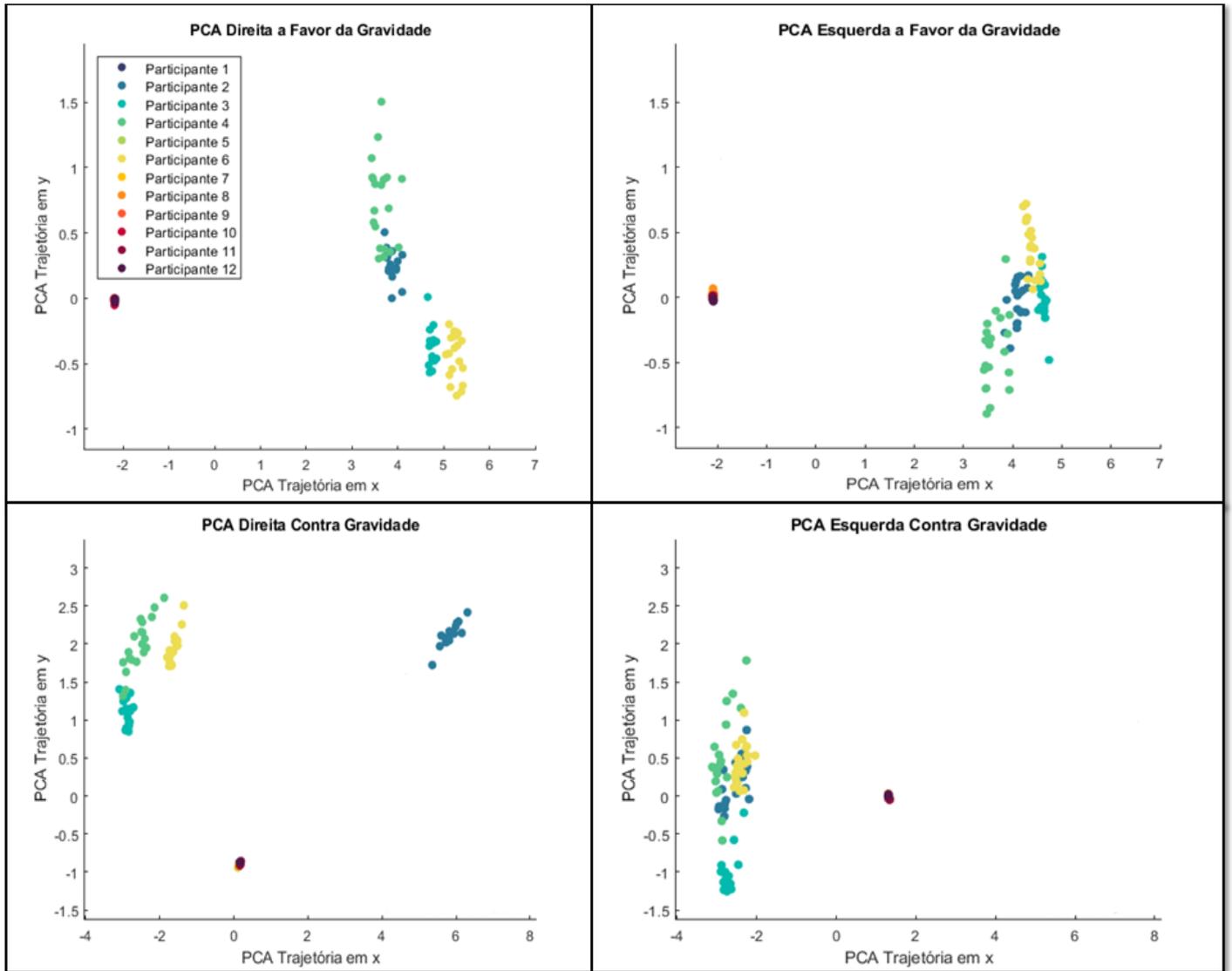


Figura 23. Primeiro componente das trajetórias do braço direito e esquerdo em movimentos a favor da gravidade (acima) e contra a gravidade (abaixo) de todos os participantes.

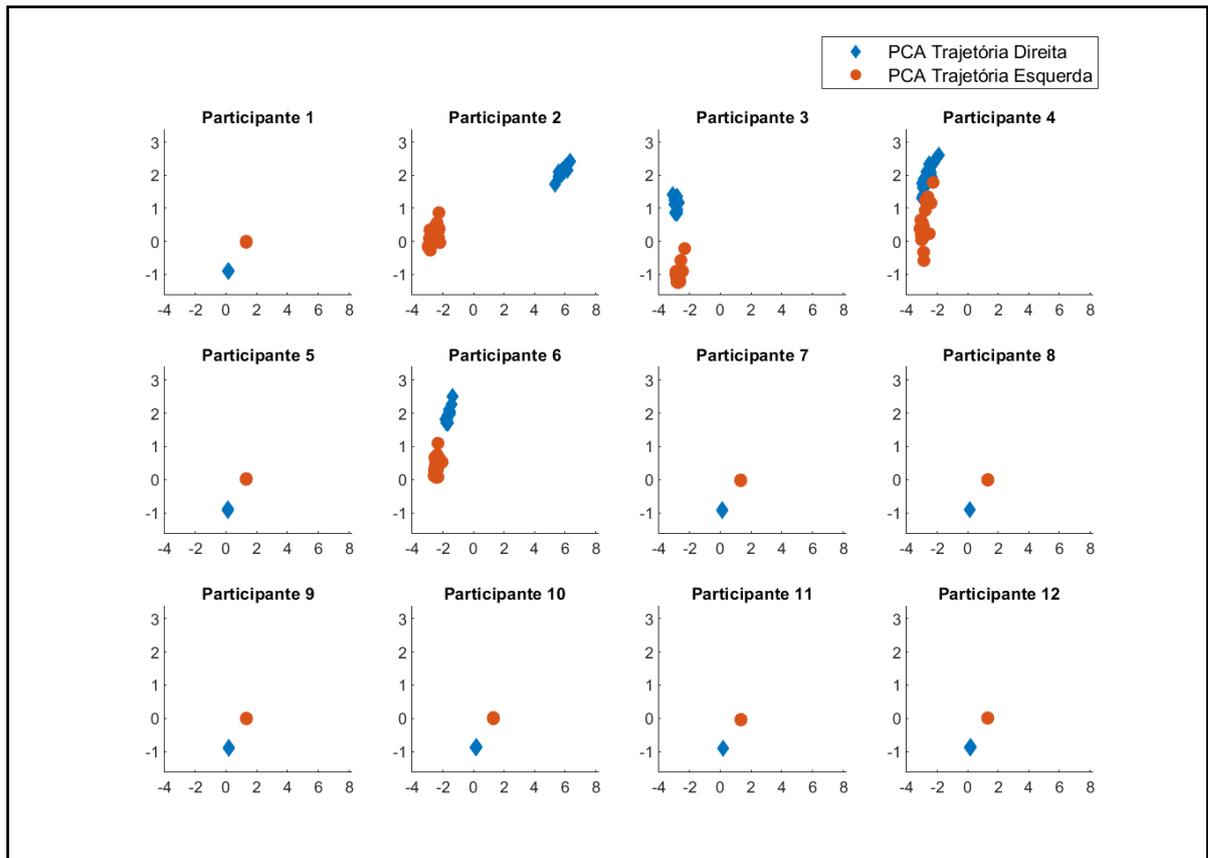


Figura 24. PCA (Primeiro componente) das trajetórias do dedo efetor do braço direito e esquerdo em movimentos contra gravidade (abscissa: PCA das trajetórias em x' ordenada: PCA das trajetórias em y).

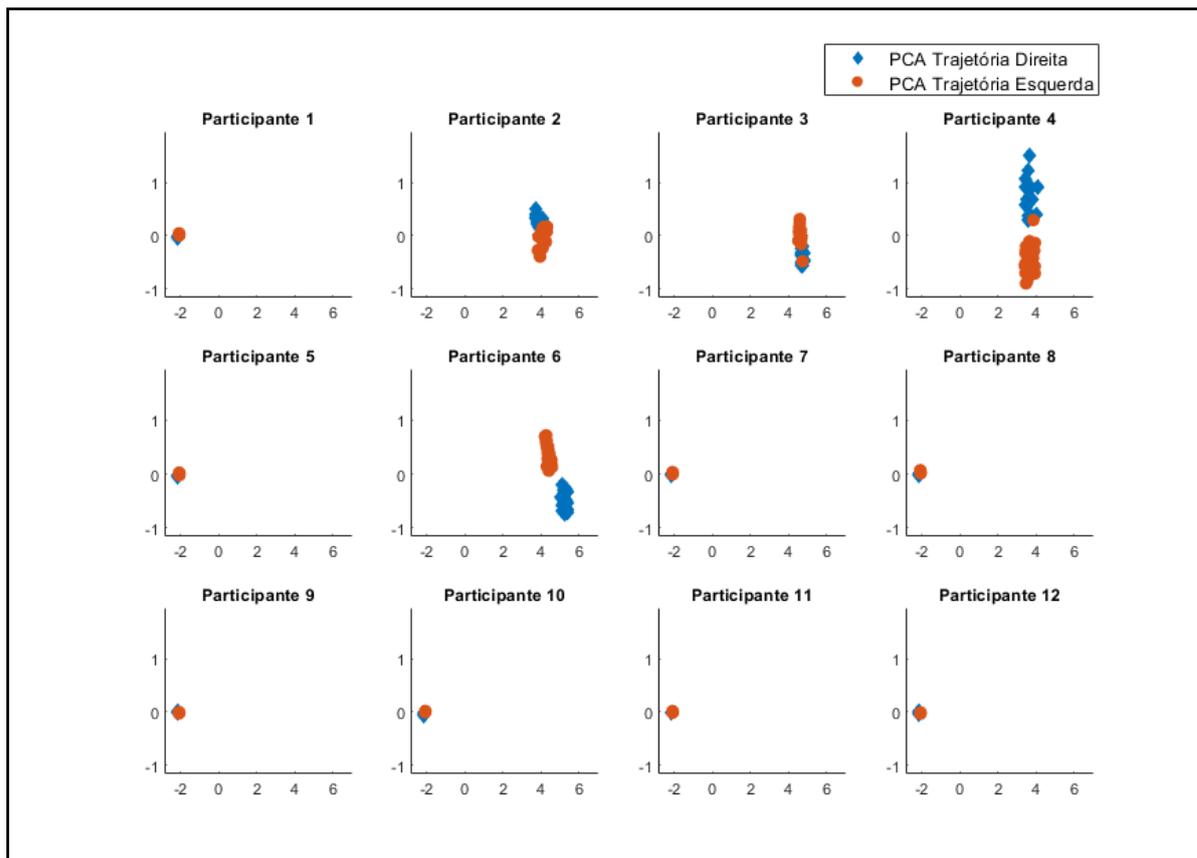


Figura 25. PCA (Primeiro componente) das trajetórias do braço direito e esquerdo em movimentos a favor da gravidade (abscissa: PCA das trajetórias em x/ ordenada: PCA das trajetórias em y).

A comparação entre as variáveis velocidade média, velocidade máxima e duração do movimento de ambos os braços a favor e contra a gravidade não apresentou diferença estatística significativa (teste de Wilcoxon, $p > 0,05$) quanto a duração do movimento. Entretanto, houve diferença significativa (teste de Wilcoxon, $p < 0,05$) de velocidade média e velocidade máxima nos dois tipos de movimentos realizados pelo braço esquerdo, e entre os dois braços ao realizar movimentos contra e a favor da gravidade, como mostra a tabela 2. Isso significa que a diferença da execução da tarefa entre braço direito e esquerdo está relacionada a velocidade, assim como a diferença na realização dos dois tipos de movimentos pelo braço esquerdo.

Tabela 2. Resultados do teste de Wilcoxon para variáveis cinemáticas

	Movimentos			
	Contra e a Favor da Gravidade Direita	Contra e a Favor da Gravidade Esquerda	Direita e Esquerda a favor da gravidade	Direita e Esquerda contra a gravidade
Velocidade Média	0,16	0,00	0,00	0,00
Velocidade Máxima	0,37	0,01	0,00	0,03
Duração do movimento	0,71	0,56	0,44	0,71

As elipses de 95% de confiança associadas com os destinos dos movimentos realizados pelos participantes são apresentadas nas Figuras 26-29.

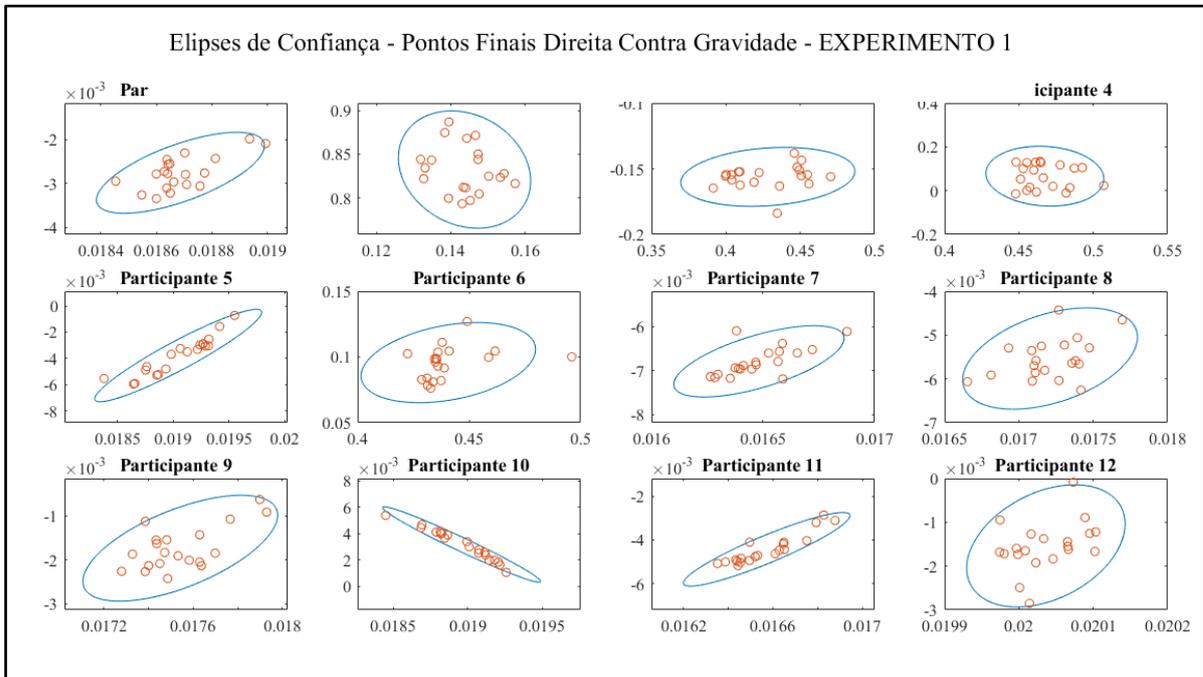


Figura 26. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento com o braço direito realizado contra a gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

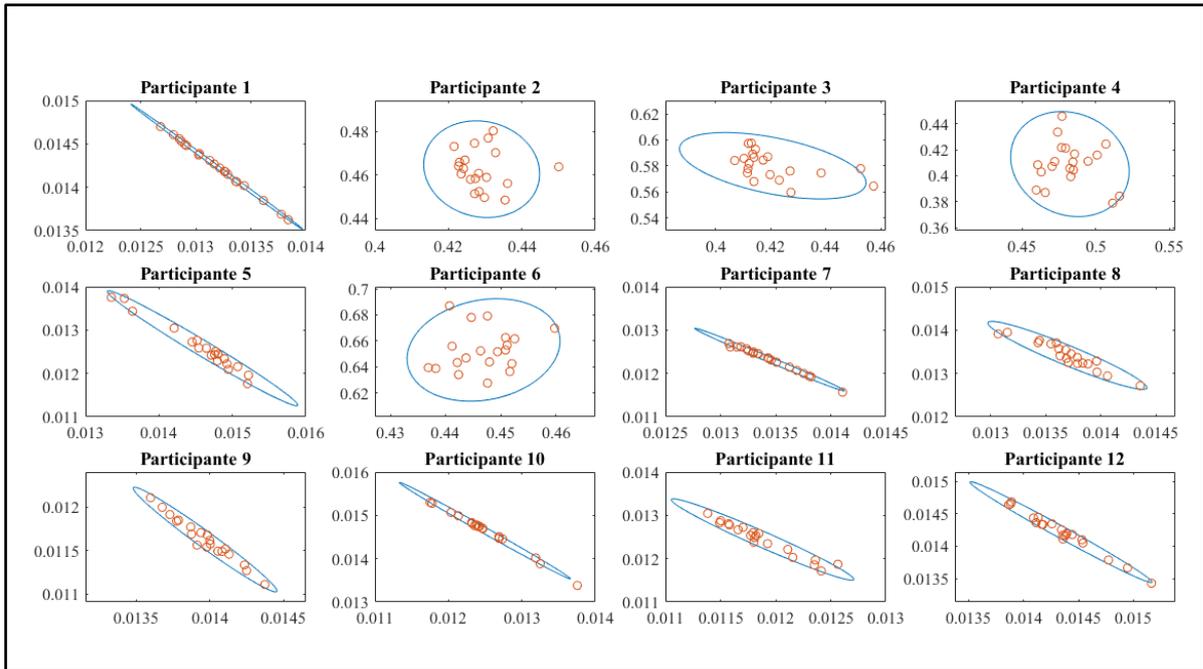


Figura 27. Elipses de confiança dos pontos finais para o movimento do braço direito realizados a favor da gravidade (abcissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

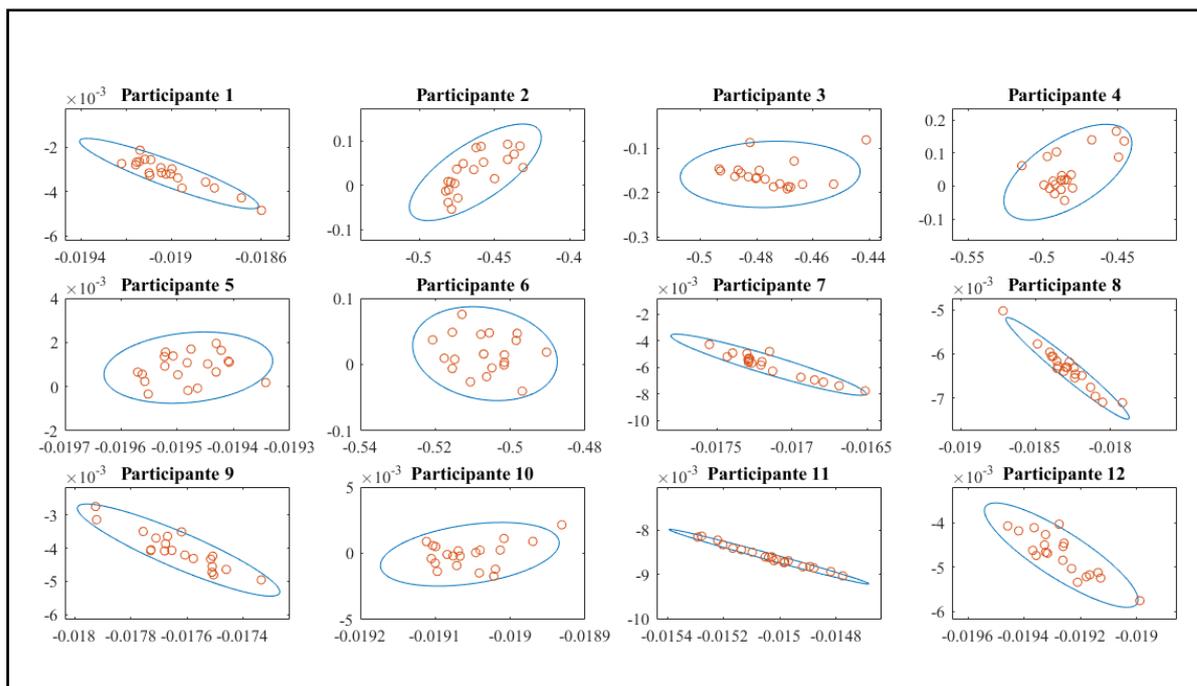


Figura 28. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizado contra a gravidade (abcissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

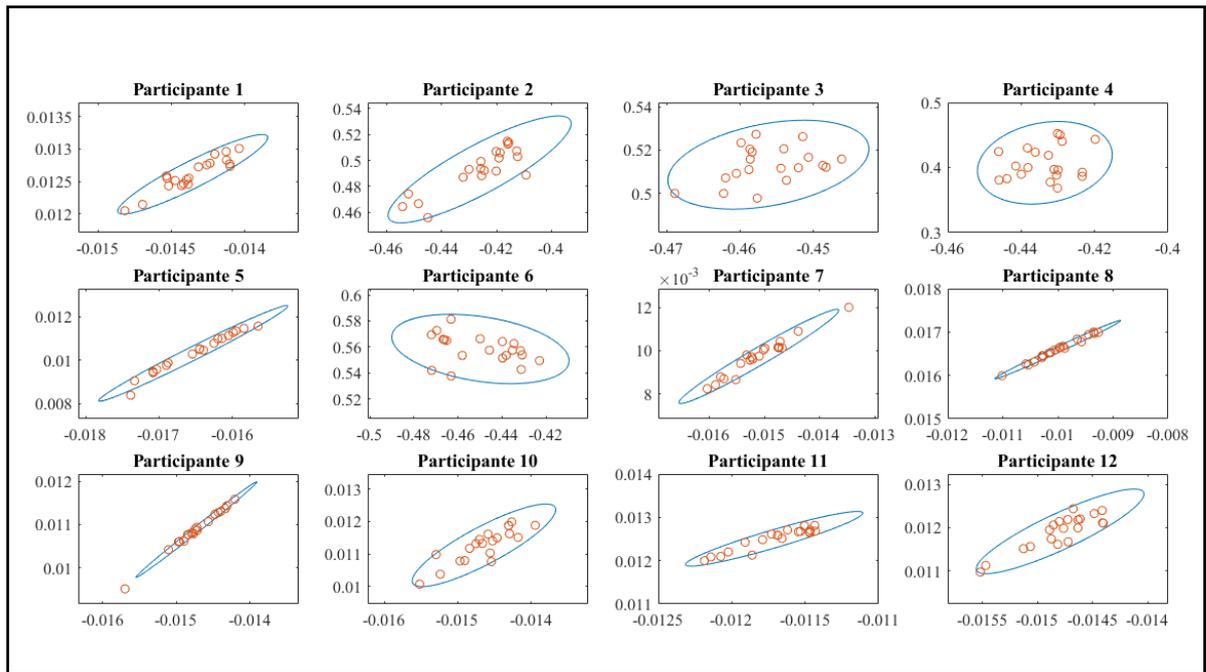


Figura 29. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizados a favor da gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

A comparação dos valores da razão de aspecto das elipses (tabela 3) (movimento a favor da gravidade em braço direito e esquerdo, movimento contra a gravidade em braço direito e esquerdo, movimentos contra e a favor da gravidade em braço direito e movimentos contra e a favor da gravidade em braço esquerdo) não apresentaram diferenças estatísticas significativas em nenhum dos casos (teste de Wilcoxon, $p > 0,05$), como mostra a tabela 4. Isso significa que a dispersão dos toques na barra é similar no que diz respeito às quatro variáveis citadas.

Tabela 3. Razão de Aspecto das Elipses – Experimento 1

EXPERIMENTO 1				
	P1D	P1E	P4D	P4E
Participante 1	58,13	5,16	4,34	10,59
Participante 2	1,43	3,73	3,86	3,91
Participante 3	1,89	1,75	2,67	2,36
Participante 4	1,15	3,55	3,46	4,38
Participante 5	12,51	14,57	13,92	10,96
Participante 6	2,90	1,73	1,53	3,74
Participante 7	21,18	10,05	3,08	11,62
Participante 8	6,21	20,61	2,30	13,26
Participante 9	10,58	26,06	3,74	9,65
Participante 10	27,17	3,81	27,45	21,56
Participante 11	9,40	5,67	11,65	18,18
Participante 12	14,96	4,15	14,07	8,65

Tabela 4. Teste de Wilcoxon da razão de aspecto das elipses de 95% de confiança dos pontos finais do movimento dos braços no experimento 1

	Movimentos			
	Contra e a Favor da gravidade Direita	Contra e a Favor da gravidade Esquerda	Direito e Esquerdo a favor da gravidade	Direito e Esquerdo contra a gravidade
Valor <i>p</i>	0,6	0,3	0,5	0,2

A distribuição das coordenadas dos pontos finais no eixo Y de cada participantes é mostrada nas Figuras 28 a 31, que corroborando com resultados das elipses, mostram de maneira mais clara a similaridade dos pontos finais de ambos os braços.

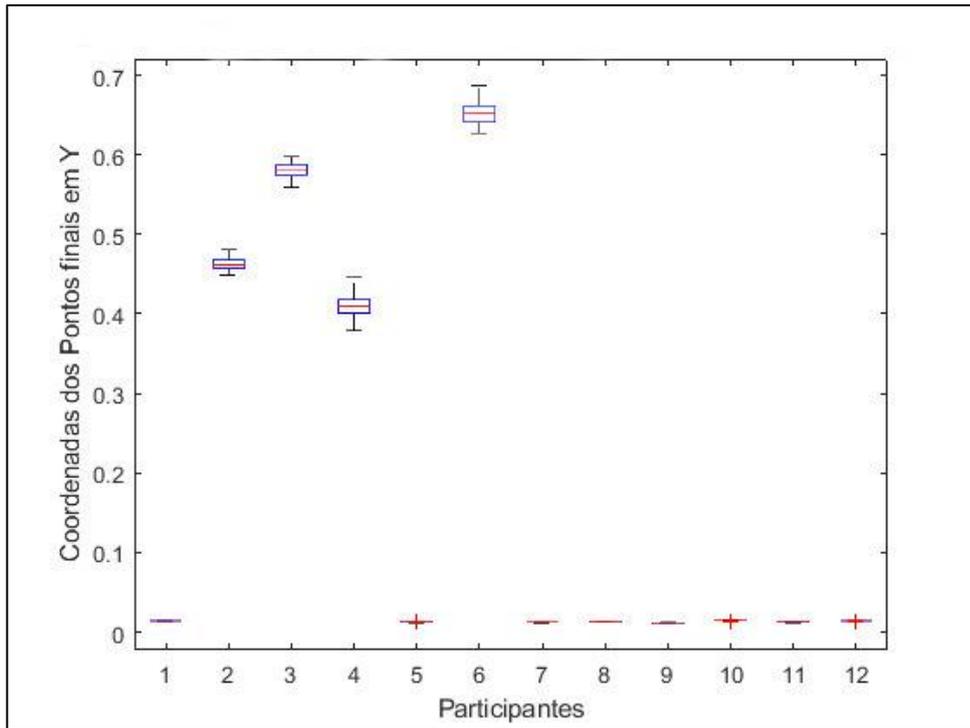


Figura 30. Variação de pontos finais do braço direito a favor da gravidade

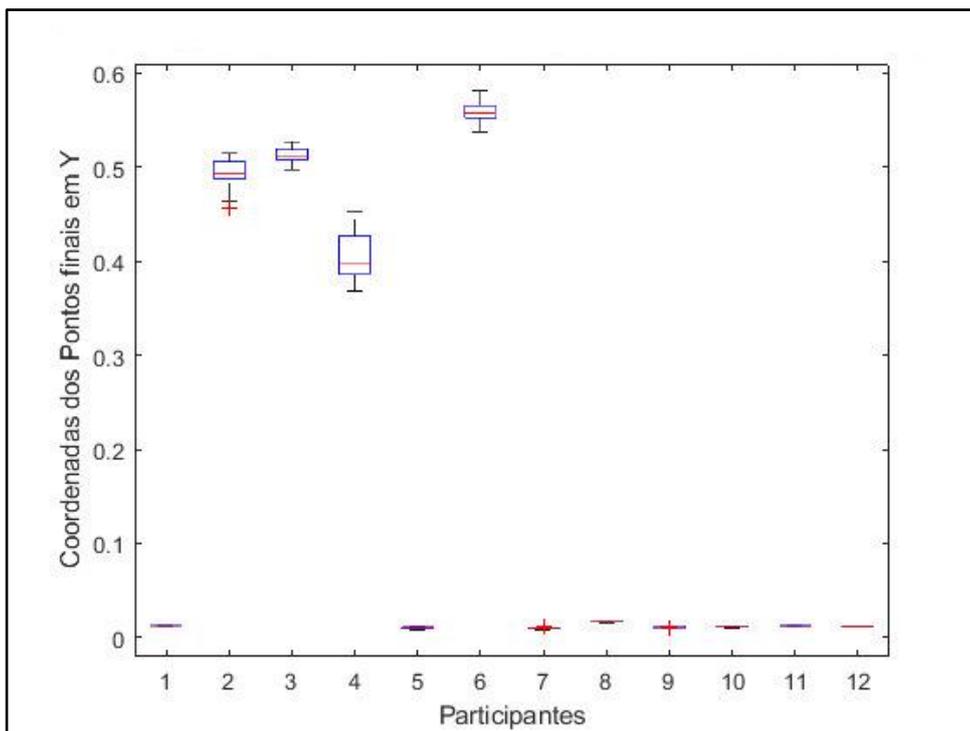


Figura 31. Variação de pontos finais do braço esquerdo a favor da gravidade

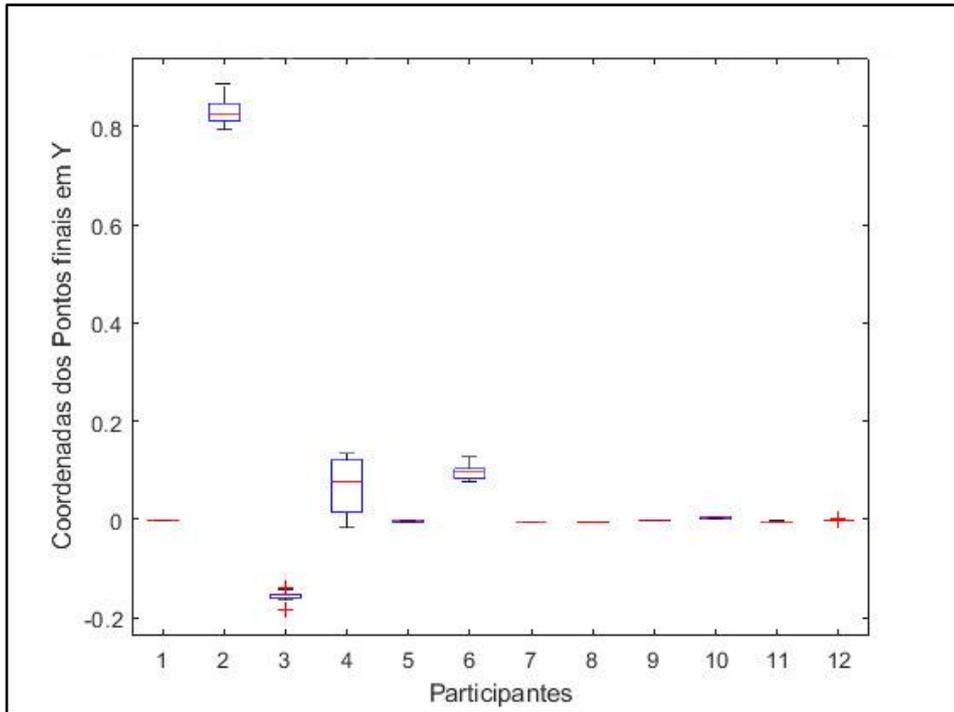


Figura 32. Variação de pontos finais do braço direito contra a gravidade

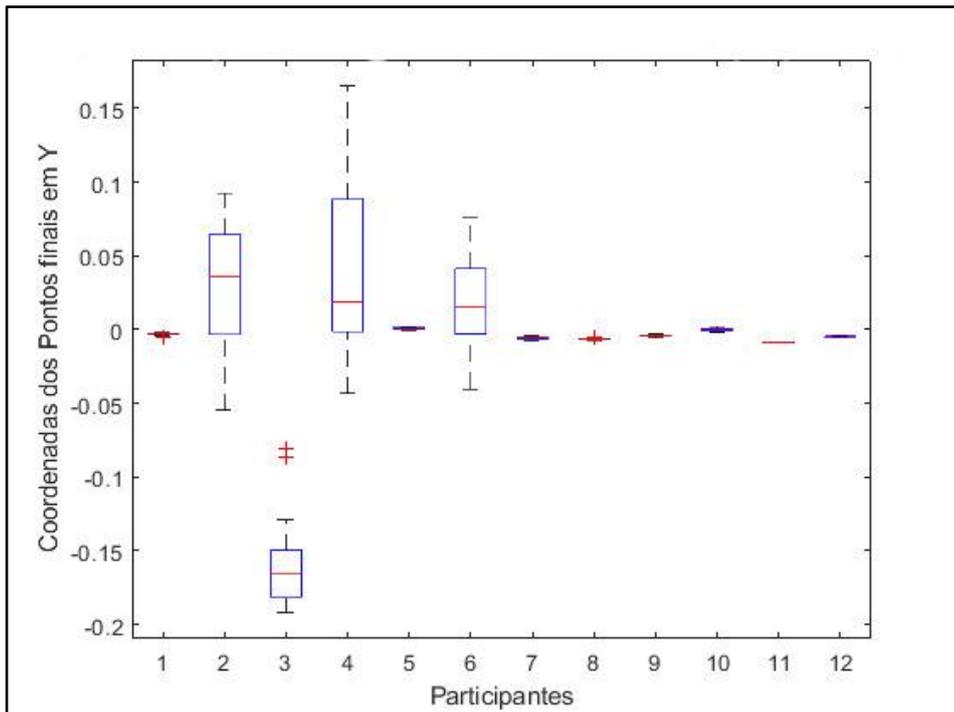


Figura 33. Variação de pontos finais do braço esquerdo contra a gravidade

5.2. EXPERIMENTO 2

Nos experimentos de observação do movimento, avaliamos a distribuição dos destinos finais atribuídos pelos participantes através da construção de elipses de 95% de confiança. Foram comparadas as elipses de confiança para movimentos a favor e contra a gravidade do braço esquerdo e direito (Figuras 32-35).

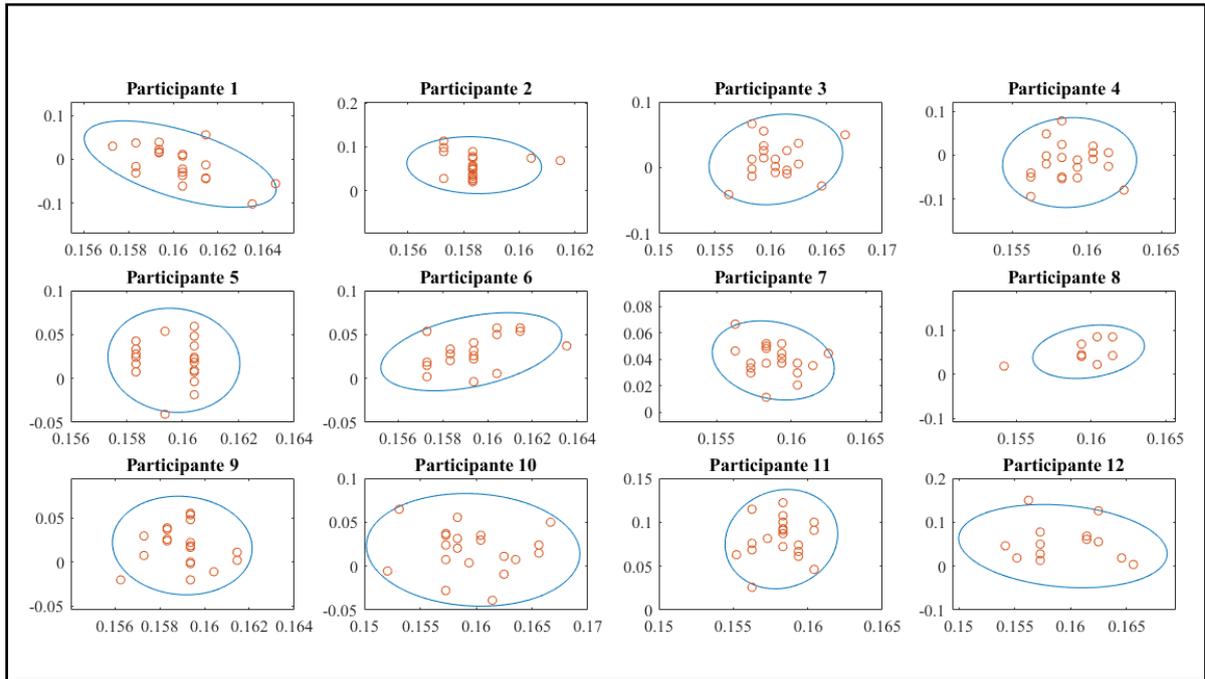


Figura 34. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento com o braço direito realizado contra a gravidade (eixo x: coordenadas em x/ eixo y: coordenadas em y).

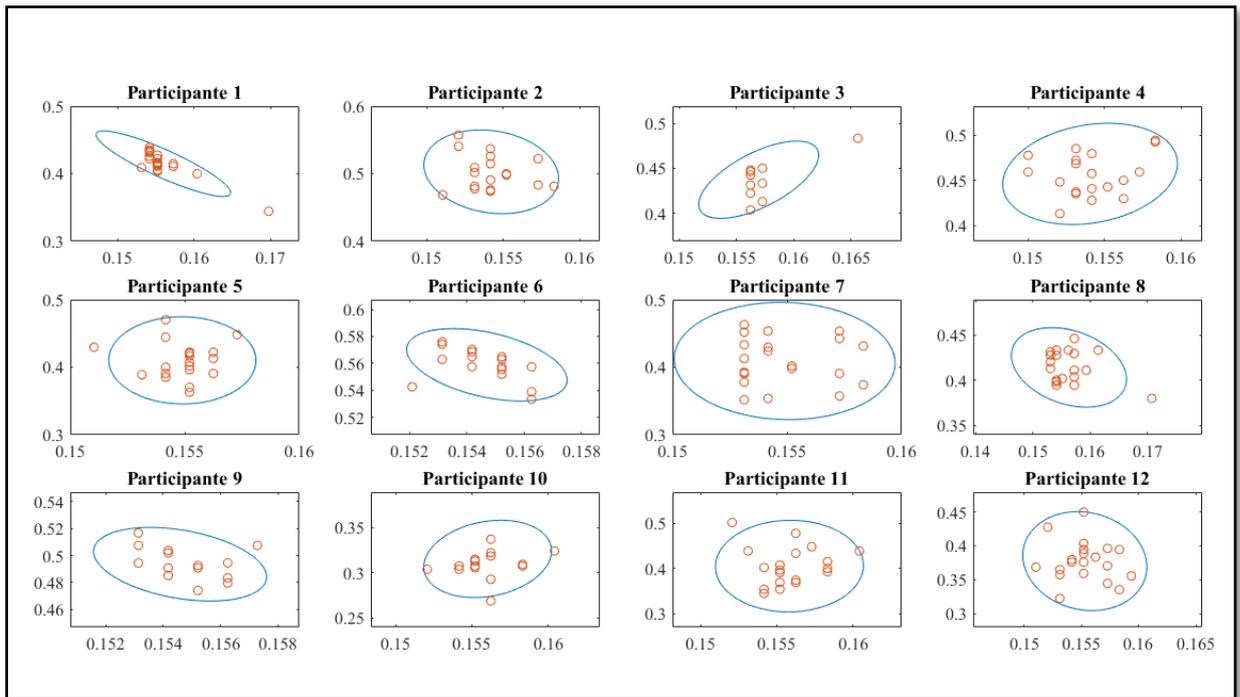


Figura 35. Elipses de confiança dos pontos finais para o movimento do braço direito realizados a favor da gravidade (eixo x: coordenadas em x/ eixo y: coordenadas em y).

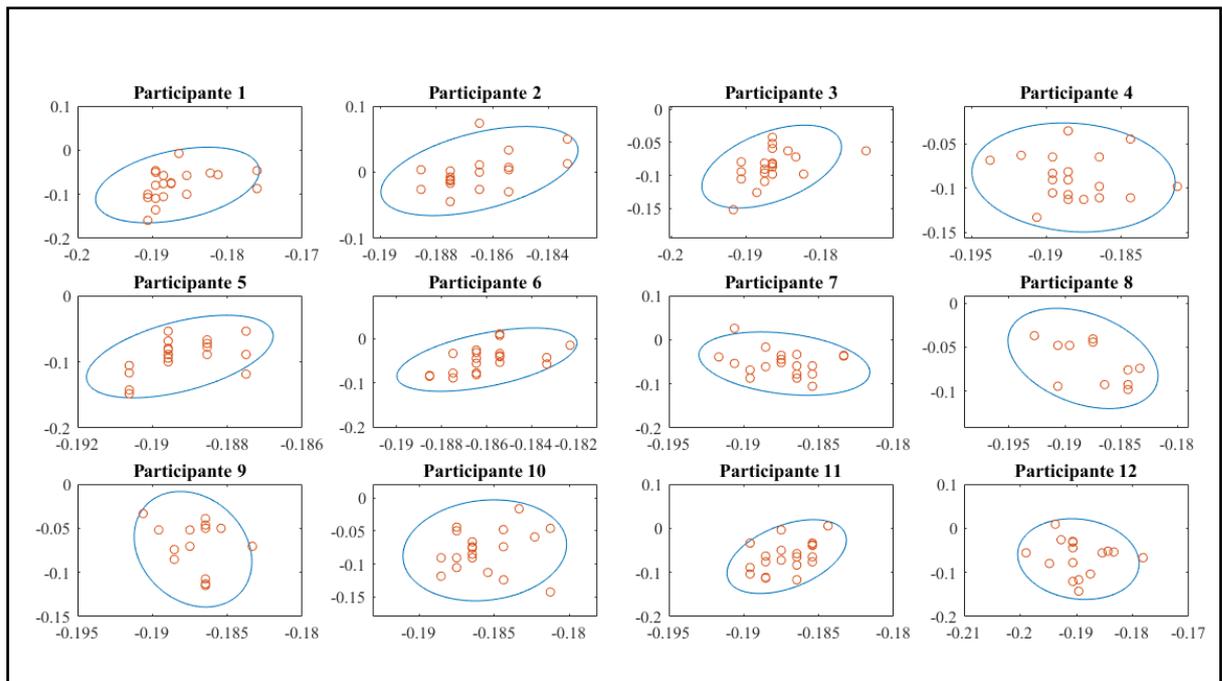


Figura 36. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizado contra a gravidade (abcissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

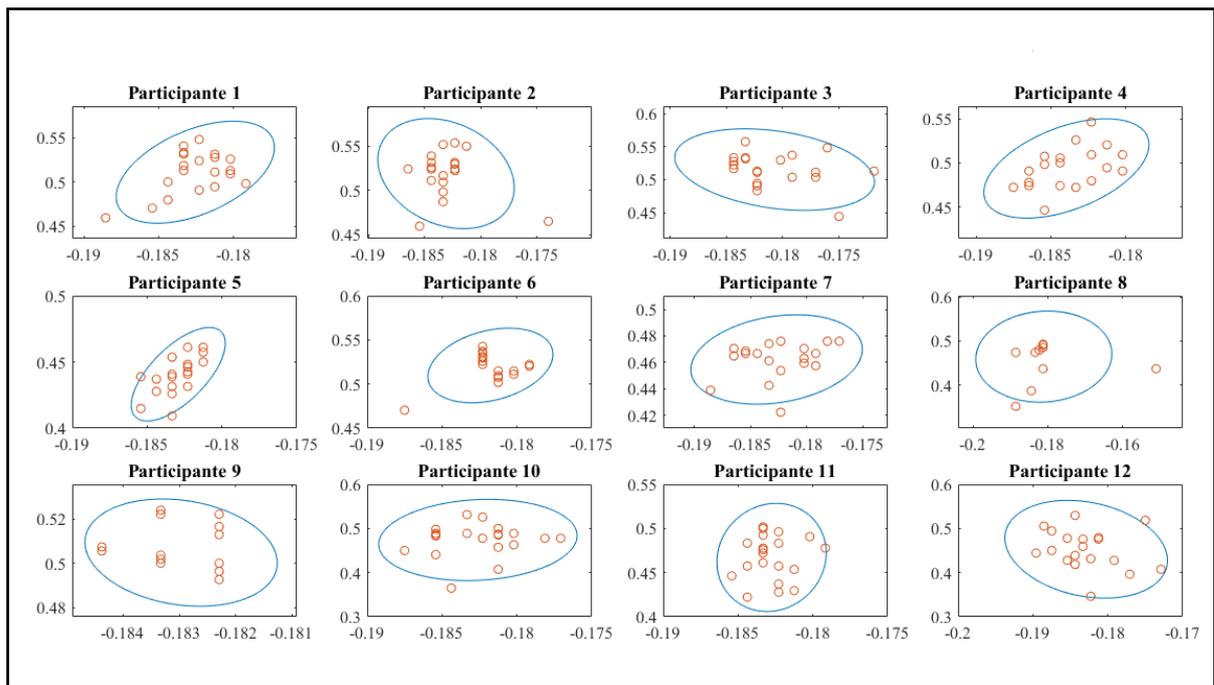


Figura 37. Elipses de confiança dos pontos finais do movimento do braço esquerdo realizados a favor da gravidade (abscissa: coordenadas em x/ ordenada: coordenadas em y).

Tabela 5. Razão de Aspecto das Elipses - Experimento 2

EXPERIMENTO 2				
	P1D	P1E	P4D	P4E
Participante 1	12,16	12,51	28,32	8,48
Participante 2	14,24	10,64	26,96	21,75
Participante 3	10,67	7,27	11,63	7,68
Participante 4	10,05	11,68	22,80	9,17
Participante 5	20,10	15,08	25,17	28,96
Participante 6	10,56	10,63	12,06	21,01
Participante 7	18,02	4,55	7,50	13,11
Participante 8	4,62	5,70	16,70	9,11
Participante 9	9,63	14,47	17,99	17,08
Participante 10	10,49	13,98	6,74	14,08
Participante 11	20,98	16,85	15,04	23,55
Participante 12	13,62	10,49	10,34	8,54
Modelo	6,38	11,81	28,16	30,05

A relação dos valores da razão de aspecto das elipses (tabela 5) das respostas dos participantes (movimento a favor da gravidade em braço direito e esquerdo, movimento contra a gravidade em braço direito e esquerdo, movimentos contra e a favor da gravidade em braço direito e movimentos contra e a favor da gravidade em braço esquerdo) não apresentaram

diferenças estatísticas significativas em nenhum dos casos (teste de Wilcoxon, $p > 0,05$), como mostra a tabela 6. Isso significa que a dispersão dos toques na barra virtual é similar em relação as quatro variáveis citadas, com isso podemos inferir que os participantes conseguem prever um alvo parecido ao que um outro sujeito atinge ao observar uma tarefa de alcance em um paradigma de múltiplo alcance e redundância de alvo.

Tabela 6. Valores p do teste de Wilcoxon (limite de 0,05) da razão de aspecto das elipses de 95% de confiança dos pontos finais no experimento 2

	Movimentos			
	Contra e a Favor da gravidade Direita	Contra e a Favor da gravidade Esquerda	Direito e Esquerdo a favor da gravidade	Direito e Esquerdo contra a gravidade
Valor p	0,1	0,2	0,9	0,8

A distribuição das coordenadas dos pontos finais no eixo Y no experimento 2, de cada participantes é mostrada nos gráficos abaixo (Figuras 28 – 31), que corroborando com resultados das elipses mostram de maneira mais clara a similaridade dos pontos finais de ambos os braços, entretanto apresentam maior variação para o braço esquerdo.

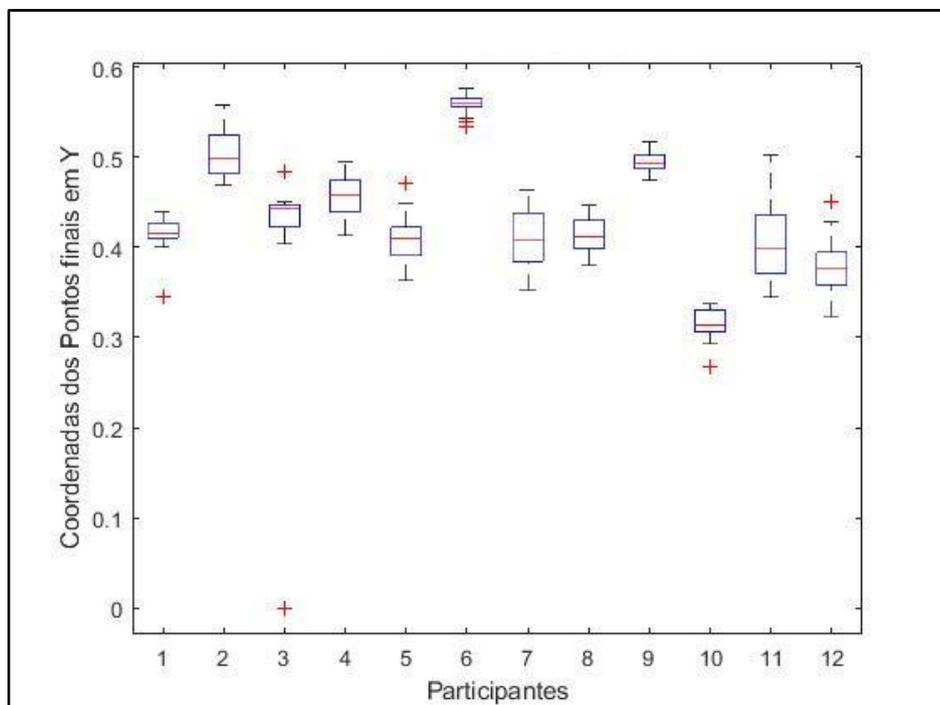


Figura 38. Variação de pontos finais do braço direito a favor da gravidade

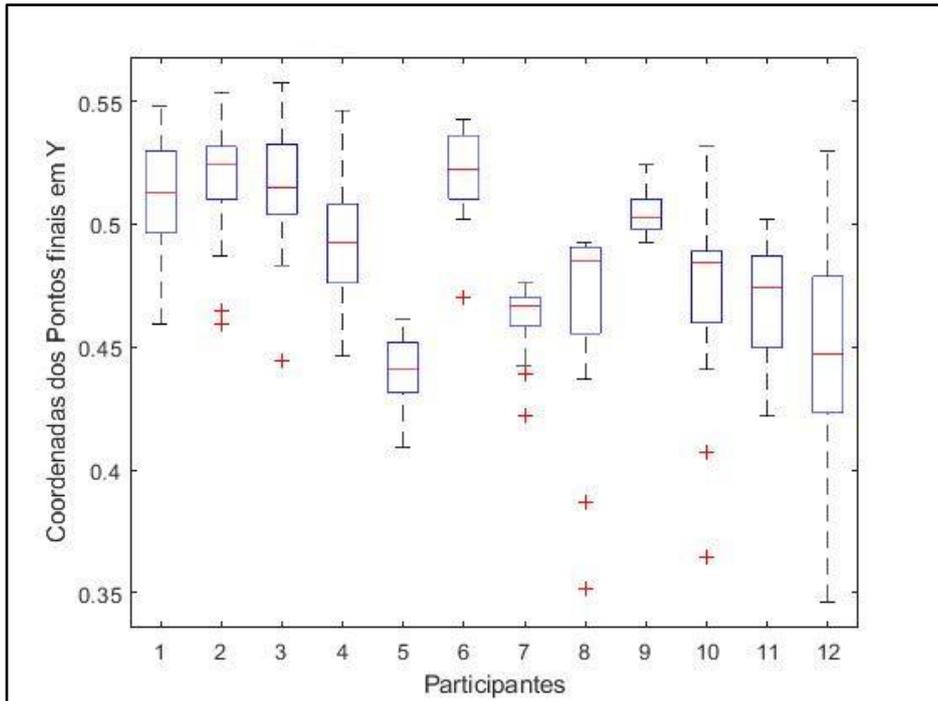


Figura 39. Variação de pontos finais do braço esquerdo a favor da gravidade

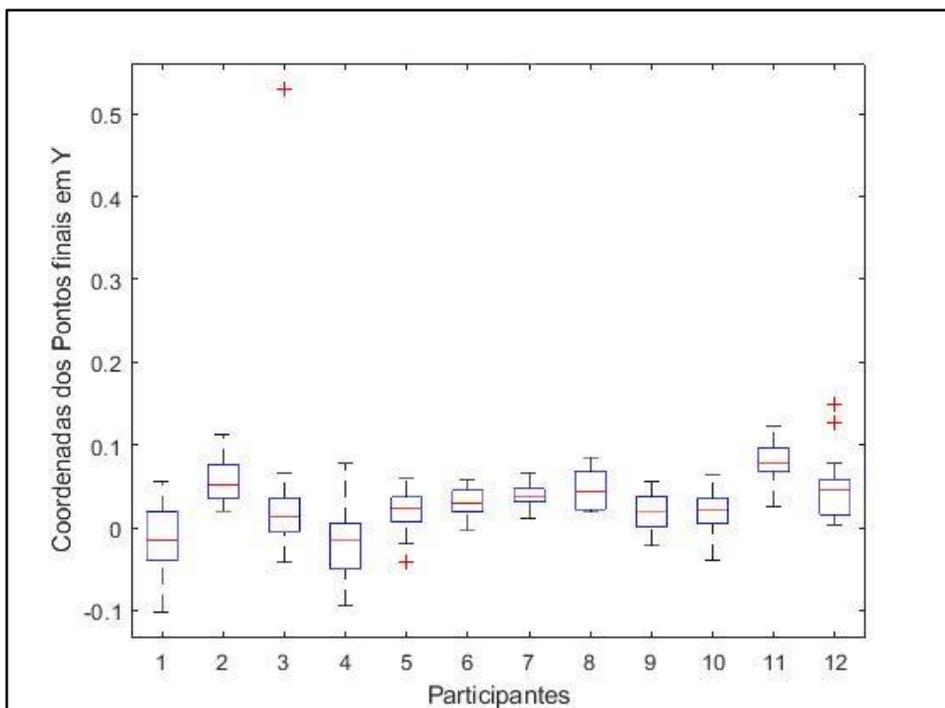


Figura 40. Variação de pontos finais do braço direito contra a gravidade

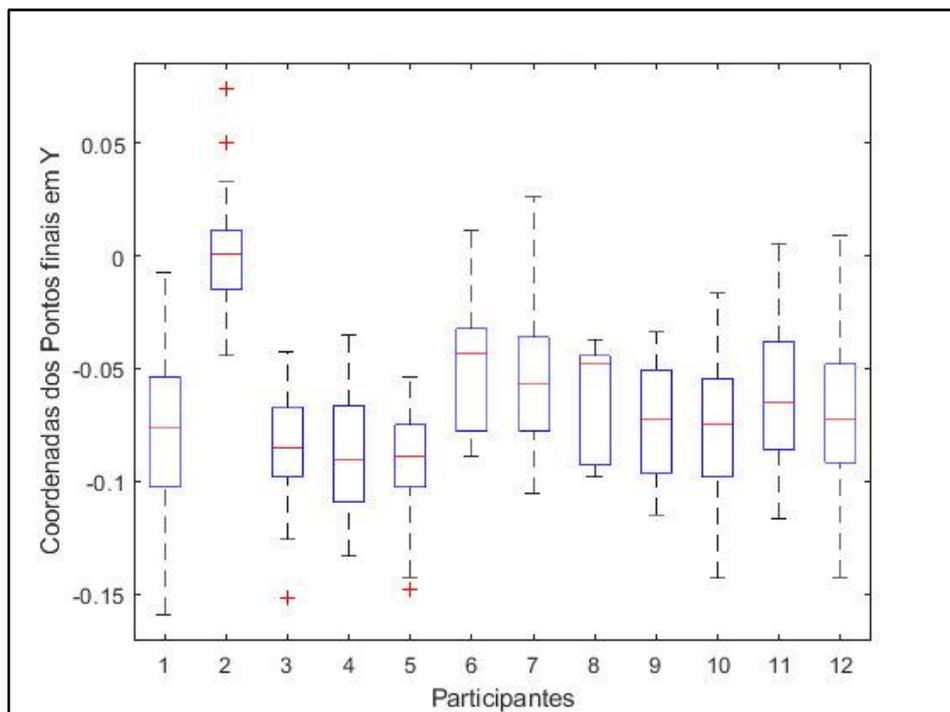


Figura 41. Variação de pontos finais do braço esquerdo contra a gravidade

6. DISCUSSÃO

No presente trabalho, analisamos o comportamento motor em uma tarefa de alcance com redundância de alvo e comparamos os resultados com o desempenho durante a simulação do mesmo tipo de movimento, ao observar uma terceira pessoa realizando a ação.

Os resultados obtidos com a PCA demonstram que as trajetórias dos braços esquerdo e direito é diferente. Além disso, para cada braço, a trajetória durante a realização do movimento contra e a favor da gravidade também é distinta. Esses resultados são validados pelos achados de Berret e colaboradores (2011) que ao fazer análise do comportamento de sujeitos durante a tarefa de alcance com o braço direito utilizando o mesmo paradigma experimental observou também o estabelecimento de um padrão restrito de trajetórias partindo de cinco pontos iniciais diferentes.

Vários estudos anteriores empregando movimentos de alcance dos braços em direção a um alvo específico corroboram nossos achados com relação à diferença das trajetórias entre braço direito e esquerdo e a especialização funcional dos hemisférios cerebrais em tarefas motoras (SAINBURG; KALAKANIS, 2000; DUFF; SAINBURG, 2007). Isso quer dizer que em tarefas de condição de múltiplo alcance e redundância de alvo a diferença nas trajetórias dos membros permanece, como mostrado também no estudo de Schaffer e Sainburg (2017) que compara os achados cinemáticos dos dois braços durante uma tarefa de alcance em um espaço tridimensional com um alvo específico pré-determinado.

Quanto ao aspecto da trajetória, os resultados do presente trabalho demonstram que as trajetórias realizadas pelo braço esquerdo são mais dispersas que do braço esquerdo. Esse achado corrobora a hipótese de que o hemisfério esquerdo é especializado na coordenação de movimentos precisos e utiliza um modelo de sistema preditivo para execução do movimento (DUFF; SAINBURG, 2007). Por outro lado, o hemisfério não-dominante (direito) é especializado na estabilização do movimento, através de alças de *feedback* sensorial baseadas em sinais proprioceptivos (SAINBURG, 2007). Por essa razão as trajetórias com o braço esquerdo são menos estereotipadas que as do braço direito ("preferencial")

Bagesteiro e Sainburg (2002), em um estudo comparativo com análise cinemática e registro eletromiográfico durante o movimento dos braços em uma tarefa de alcance demonstraram que o controle dos torques musculares na execução do movimento era diferente entre os dois membros. Durante a realização da tarefa, o braço direito apresentou uma atividade muscular menor, significando um controle maior dos torques musculares, pois quanto menor a atividade muscular para realizar um movimento maior é o controle dos torques

musculares durante o movimento (REFERÊNCIA). A diferença essencial na coordenação entre os membros é a facilidade com que cada hemisfério governa o controle muscular durante os movimentos. Dessa forma, os resultados relacionados a trajetória sustentam os achados da literatura que concluem que o braço direito possui especialidade no controle da coordenação motor durante tarefas de alcance.

Os movimentos de alcance com o braço envolvem a coordenação de forças atuantes em múltiplas articulações que determinam a dinâmica do membro. A dinâmica do membro pode ser investigada através dos torques nas articulações, decorrentes do movimento do braço (FLANDERS, 1991). Os torques resultantes nas articulações resultam da soma de torques ativos resultantes da contração muscular e torques passivos provenientes de fontes intrínsecas e extrínsecas (GENTILI et al., 2007). Um exemplo de fonte extrínseca de torque passivo é a gravidade. O planejamento do movimento pelo CNS leva em consideração os efeitos da gravidade no torque das articulações (POZZO et al., 1998).

Trabalhos anteriores já haviam demonstrado diferenças em parâmetros cinemáticos, como aceleração, entre movimentos do braço realizados contra e a favor da gravidade (p.ex. GAVEAU; PAPAXANTHIS, 2011). Nossos resultados comprovam a hipótese de que o SNC otimiza comandos motores levando em consideração restrições gravitacionais e inerciais atuantes nos membros em movimento (POZZO et al., 1998; GAVEAU; PAPAXANTHIS, 2011). O efeito do torque gravitacional é diferente nos dois tipos de movimento e isso se reflete na dispersão de pontos de destino avaliados pelas elipses de confiança (ver Figuras 26, 27, 28 e 29) (PAPAXANTHIS; POZZO; MCINTYRE, 2005; PAXANTHIS; POZZO; SCHIEPPATI, 2003). Nossos resultados demonstram que o movimento de alcance do braço realizado **contra** a gravidade é mais preciso, em termos da dispersão dos pontos de destino que os movimento a **favor** da gravidade (Ver figuras 19, 20, 21 e 22). Além disso, como esperado pela teoria de especialização hemisférica do controle do movimento, a dispersão dos pontos finais de toque na barra do braço esquerdo é menor em movimentos **contra** a gravidade do que a **favor** da gravidade. O inverso é verdadeiro para o braço direito. Esses resultados reforçam a teoria de que o hemisfério esquerdo está associado com movimentos de precisão e o hemisfério direito com tarefas de suporte, dependente de alças de *feedback* sensorial proprioceptivas (WANG; SAINBURG, 2007)

O experimento 2 desse trabalho testa a validade da hipótese de simulação de Jeannerod e Decety (1995) no caso do paradigma de alcance com alvo redundante. A teoria da simulação propõe que os movimentos imaginados são a simulação interna de movimentos

reais (JEANNEROD & DECETY, 1995). A implicação dessa teoria para o paradigma utilizado no experimento 2 é que ao executar a tarefa de apontar o local de alcance do movimento ocluído os participantes precisam simular a execução do movimento real. A hipótese é que a simulação do movimento engaja os mesmos modelos preditivos que codificam a dinâmica do membro e suas interações sensoriais, antecipando o resultado dos movimentos executados (MIALL & WOLPERT, 1996). Portanto, é válido esperar que os resultados obtidos no experimento 2 serão similares àqueles do experimento 1, com a execução real do movimento. De maneira interessante, o padrão de dispersão dos pontos de toque na barra durante a tarefa de simulação mental reflete os resultados obtidos durante a execução do movimento (ver Figuras 34, 35, 36 e 37).

Os resultados obtidos com a análise da dispersão dos toques na barra também são coerentes com outros resultados disponíveis na literatura. Wang e Sainburg (2007), comparando parâmetros cinemáticos do movimento dos membros superiores durante tarefas de alcance a um alvo específico, concluíram que o hemisfério direito possui especialidade relacionada a manutenção de estados estacionários, diferente do hemisfério esquerdo que dispõe de especialidade no que diz respeito a controle de coordenação durante execução de tarefas. Um estudo com estimulação transcraniana com corrente contínua (TDC) demonstrou que apenas a estimulação do córtex motor não-dominante produziu melhoras na função motora da mão correspondente (Poggio et al., 2006). Os autores especulam que esses resultados podem ser explicados por um efeito de teto na melhoria da excitabilidade do córtex motor dominante, prevenindo melhorias na performance da mão dominante. Os nossos resultados sustentam uma explicação alternativa: o efeito de teto observado no córtex motor dominante decorre do tipo de teste aplicado para medir os efeitos, que mede principalmente movimentos de precisão (Jebsen Taylor hand function test). Caso fosse utilizado um teste que avaliasse a função estabilizadora da mão dominante seria possível observar efeitos significativos da TDC no hemisfério dominante.

7. CONCLUSÃO

Através deste trabalho pode-se concluir que em situações de múltiplo alcance e redundância de alvo há diferenças nos movimentos dos braços direito e esquerdo pois cada hemisfério cerebral possui uma especialização distinta e complementar no controle da função motora. O hemisfério esquerdo é especializado no controle preditivo (*feedforward*) dos movimentos do braço direito, enquanto o hemisfério esquerdo, por sua vez, controla o braço direito através de mecanismos de retroalimentação (*feedback*) sensorial (principalmente propriocepção).

Durante a realização de movimentos de alcance com o braço, o papel do torque gravitacional é incorporado automaticamente nos modelos preditivos. É por essa razão que os parâmetros cinemáticos de trajetória e velocidade são diferentes entre o movimento dos braços esquerdo e direito, tendo em vista a discrepância no controle preditivo entre os hemisférios associados. Entretanto, não há diferença significativa com relação à dispersão dos pontos de contato com a barra no teste de redundância de alvo. Esse resultado corrobora a experiência cotidiana de movimentos voltados para um objetivo onde há redundância de alvo, como apanhar objetos (livro em uma estante, garrafa, etc.).

Esta pesquisa também deixa como contribuição a montagem de um aparato experimental de baixo custo que podem ser utilizados em estudos posteriores. A análise cinemática do movimento depende de equipamentos cujo custo pode ser proibitivo para a realidade dos laboratórios de pesquisa brasileiros. A opção de um sistema de baixo custo e que pode contribuir de maneira significativa as pesquisas nessa área no Brasil certamente é bem-vinda.

Em termos de planos futuros, pretendemos avaliar a dinâmica do movimento em condições de torque passivo variado, através da utilização de pesos de valores diferentes durante a realização do movimento. Também pretendemos avaliar o padrão de ativação de sinergias musculares durante a realização do paradigma de alvo redundante através do registro de EMG com múltiplos canais.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMON, C.; FUHRMANN, F.; GRAF, F. **Evaluation of the spatial resolution accuracy of the face tracking system for kinect for windows v1 and v2**. Proceedings of the 6th Congress of the Alps Adria Acoustics Association. [S.l.]: [s.n.]. 2014. p. 16-17.

AN SHEN, T. T. **Marker-less motion capture for biomechanical analysis using the Kinect sensor**. Universitat Politècnica de Catalunya. [S.l.]. 2014.

AN, K. N. Kinematic analysis of human movement. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 12, p. 585-597, 01 nov. 1984. ISSN ISSN: 1573-9686. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/BF02371451>>.

ANDERSEN, R. A.; CUI, H. Intention, Action Planning, and Decision Making in Parietal-Frontal Circuits. **Neuron**, v. 63, p. 568-583, 2009. ISSN ISSN: 0896-6273. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0896627309006394>>.

ANNETT, M.; ALEXANDER, M. P. Atypical cerebral dominance: Predictions and tests of the right shift theory. **Neuropsychologia**, v. 34, p. 1215-1227, 1996.

ATKESON, C. G.; HOLLERBACH, J. M. Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. **Journal of Neuroscience**, v. 5, p. 2318-2330, 1985. ISSN ISSN: 0270-6474. Disponível em: <<http://www.jneurosci.org/content/5/9/2318>>.

BAERLOCHER, P. **Inverse kinematics techniques of the interactive posture control of articulated figures**. Lausanne, p. 156. 2001.

BAGESTEIRO, L. B.; SAINBURG, R. L. Handedness: Dominant Arm Advantages in Control of Limb Dynamics. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, p. 2408-2421, 2002. Disponível em: <<https://doi.org/10.1152/jn.00901.2001>>. PMID: 12424282.

BEERS, R. J.; HAGGARD, P.; WOLPERT, D. M. The Role of Execution Noise in Movement Variability. **Journal of Neurophysiology**, v. 91, p. 1050-1063, 2004. Disponível em: <<https://doi.org/10.1152/jn.00652.2003>>. PMID: 14561687.

BERNSTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movements**. [S.l.]: Pergamon Press, 1966.

BERRET, B. et al. Manifold reaching paradigm: how do we handle target redundancy? **Journal of Neurophysiology**, v. 106, p. 2086-2102, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1152/jn.01063.2010>>. PMID: 21734107.

BLAKEMORE, S.-J.; DECETY, J. From the perception of action to the understanding of intention. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 2, p. 561, 2001.

BOGGIO, P. S. et al. Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation. **Neuroscience letters**, v. 404, p. 232-236, 2006.

CARVALHO, S. R. D. **Data-driven constraint-based motion editing**. ISIM. Lausanne, p. 128. 2009.

CARVALHO, S. R.; BOULIC, R.; THALMANN, D. Interactive low-dimensional human motion synthesis by combining motion models and PIK. **Computer Animation and Virtual Worlds**, v. 18, p. 493-503. Disponivel em:
<<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/cav.210>>.

CARVALHO, W. A. et al. Interlimb Dynamic after Unilateral Focal Lesion of the Cervical Dorsal Corticospinal Tract with Endothelin-1. **Frontiers in neuroanatomy**, v. 11, p. 89, 2017.

CLARK, A. Whatever next? Predictive brains, situated agents, and the future of cognitive science. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 36, p. 181–204, 2013.

CLARK, R. A. et al. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. **Journal of biomechanics**, v. 46, p. 2722-2725, 2013.

COPETE, J. L.; NAGAI, Y.; ASADA, M. **Motor development facilitates the prediction of others' actions through sensorimotor predictive learning**. Development and Learning and Epigenetic Robotics (ICDL-EpiRob), 2016 Joint IEEE International Conference on. [S.l.]: [s.n.]. 2016. p. 223-229.

D. HERRERA, C.; KANNALA, J.; HEIKKILÄ, J. Joint Depth and Color Camera Calibration with Distortion Correction. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, v. 34, p. 2058-2064, out. 2012. ISSN ISSN: 0162-8828.

DESMURGET, M.; PRABLANC, C. Postural Control of Three-Dimensional Prehension Movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 77, p. 452-464, 1997. Disponivel em:
<<https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.1.452>>. PMID: 9120586.

DONALD, A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System**. 1. ed. [S.l.]: Mosby, 2002. ISBN ISBN: 0815163495,9780815163497. Disponivel em:
<<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=18B4308C6DE31928CABA15D3FC4A1E3D>>.

DUFF, S. V.; SAINBURG, R. L. Lateralization of motor adaptation reveals independence in control of trajectory and steady-state position. **Experimental Brain Research**, v. 179, p. 551-561, 01 jun. 2007. ISSN ISSN: 1432-1106. Disponivel em:
<<https://doi.org/10.1007/s00221-006-0811-1>>.

ELLIOTT, D.; HELSEN, W. F.; CHUA, R. A century later: Woodworth's (1899) two-component model of goal-directed aiming. **Psychological bulletin**, v. 127, p. 342, 2001.

ENGÍN, A. On the biomechanics of the shoulder complex. **Journal of Biomechanics**, v. 13, p. 575-590, 1980. ISSN ISSN: 0021-9290. Disponivel em:
<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929080900585>>.

FORNALSKI, S.; GUPTA, R.; LEE, T. Q. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. **Techniques in hand & upper extremity surgery**, v. 7, p. 168—178, dez. 2003. ISSN ISSN: 1089-3393. Disponivel em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/16518218>>.

FRISTON, K.; MATTOUT, J.; KILNER, J. Action understanding and active inference. **Biological cybernetics**, v. 104, p. 137-160, 2011.

GALLISTEL, C. R. **The organization of action: A new synthesis**. [S.l.]: Psychology Press, 2013.

GAVEAU, J.; PAPAXANTHIS, C. The temporal structure of vertical arm movements. **PLoS One**, v. 6, p. e22045, 2011.

GILBERT, A. N.; WYSOCKI, C. J. Hand preference and age in the United States. **Neuropsychologia**, v. 30, p. 601-608, 1992. ISSN ISSN: 0028-3932. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002839329290065T>>.

GOODWIN, G. C.; SIN, K. S. **Adaptive filtering prediction and control**. Dover ed. ed. [S.l.]: Dover Publications, 2009. ISBN ISBN: 0-486-46932-8,9780486469324. Disponivel em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=6BAFC022F1358FE878C0C0DD36EBE041>>.

HAALAND, K. Y.; HARRINGTON, D. The role of the hemispheres in closed loop movements. **Brain and Cognition**, v. 9, p. 158-180, 1989.

HAN, J. et al. Enhanced Computer Vision With Microsoft Kinect Sensor: A Review. **IEEE Transactions on Cybernetics**, v. 43, p. 1318-1334, out. 2013. ISSN ISSN: 2168-2267. ITO, M. Neural design of the cerebellar motor control system. **Brain research**, v. 40, p. 81-84, 1972.

JORDAN, M. I.; RUMELHART, D. E. Forward models: Supervised learning with a distal teacher. **Cognitive Science**, v. 16, p. 307-354, 1992. ISSN ISSN: 0364-0213. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/036402139290036T>>.

KAWATO, M. Internal models for motor control and trajectory planning. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 9, p. 718-727, 1999. ISSN ISSN: 0959-4388. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438899000288>>.

KAWATO, M.; FURUKAWA, K.; SUZUKI, R. A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. **Biological Cybernetics**, v. 57, p. 169-185, 01 out. 1987. ISSN ISSN: 1432-0770. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1007/BF00364149>>.

KILNER, J. M.; FRISTON, K. J.; FRITH, C. D. Predictive coding: an account of the mirror neuron system. **Cognitive Processing**, v. 8, p. 159-166, 01 set. 2007. ISSN ISSN: 1612-4790. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1007/s10339-007-0170-2>>.

KNECHT, S. et al. Handedness and hemispheric language dominance in healthy humans. **Brain**, v. 123, p. 2512-2518, 2000. Disponivel em: <<http://dx.doi.org/10.1093/brain/123.12.2512>>.

KOLB, A. et al. Time-of-Flight Sensors in Computer Graphics. **Proceedings of Eurographics 2009**, 2009.

LACHAT, E. et al. FIRST EXPERIENCES WITH KINECT V2 SENSOR FOR CLOSE RANGE 3D MODELLING, Gottingen, v. XL, p. 93-100, 2015. Disponivel em: <<https://search.proquest.com/docview/1756968652?accountid=26544>>. Copyright - Copyright Copernicus GmbH 2015; Última atualização em - 2016-01-15.

LEMON, R. N. Neural control of dexterity: what has been achieved? **Experimental Brain Research**, v. 128, p. 6-12, 1999.

LYNN, S. **Clinical Kinesiology and Anatomy , Fifth Edition**. 5th Edition. ed. [S.l.]: F. A. Davis Company, 2011. ISBN ISBN: 0803623631,9780803623637. Disponivel em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=3A3679B1021817B0F07A4B672192DD67>>.

MCLEAN, S. G. et al. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. **British journal of sports medicine**, v. 39, p. 355-362, 2005.

MIALL, R. C. et al. Is the Cerebellum a Smith Predictor? **Journal of Motor Behavior**, v. 25, p. 203-216, 1993. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1080/00222895.1993.9942050> >. PMID: 12581990.

MIALL, R. C.; WOLPERT, D. M. Forward models for physiological motor control. **Neural networks**, v. 9, p. 1265-1279, 1996.

MORREY, B. F.; AN, K.-N. Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 11, p. 315-319, 1983. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1177/036354658301100506> >. PMID: 6638246.

MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, p. 6, 2006.

NELSON, W. L. Physical principles for economies of skilled movements. **Biological cybernetics**, v. 46, p. 135-147, 1983.

OCKLENBURG, S. et al. The ontogenesis of language lateralization and its relation to handedness. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 43, p. 191-198, 2014.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, p. 97-113, 1971.

PAGLIARI, D.; PINTO, L. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. **Sensors**, v. 15, p. 27569-27589, 2015. ISSN ISSN: 1424-8220. Disponivel em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/15/11/27569>>.

PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T.; MCINTYRE, J. Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. **Neuroscience**, v. 135, p. 371-383, 2005. ISSN ISSN: 0306-4522. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452205006810>>.

PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T.; SCHIEPPATI, M. Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. **Experimental brain research**, v. 148, p. 498-503, 2003.

PEIRCE, J. W. PsychoPy—Psychophysics software in Python. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 162, p. 8-13, 2007. ISSN ISSN: 0165-0270. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027006005772>>.

PICKERING, M. J.; CLARK, A. Getting ahead: forward models and their place in cognitive architecture. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 18, p. 451-456, 2014. ISSN ISSN: 1364-6613. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1364661314001260>>.

RICHARDS, J. G. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. **Human Movement Science**, v. 18, p. 589-602, 1999. ISSN ISSN: 0167-9457. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945799000238>>.

ROY, E. A.; ELLIOTT, D. Manual asymmetries in aimed movements. **The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A**, v. 41, p. 501-516, 1989.

SAINBURG, R. L. Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. **Experimental brain research**, v. 142, p. 241-258, 2002.

SAINBURG, R. L.; KALAKANIS, D. Differences in Control of Limb Dynamics During Dominant and Nondominant Arm Reaching. **Journal of Neurophysiology**, v. 83, p. 2661-2675, 2000. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1152/jn.2000.83.5.2661>>. PMID: 10805666.

SCHAFFER, J. E.; SAINBURG, R. L. Interlimb differences in coordination of unsupported reaching movements. **Neuroscience**, v. 350, p. 54-64, 2017. ISSN ISSN: 0306-4522. Disponivel em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452217301835>>.

SCHUENKE, M. et al. **General Anatomy and Musculoskeletal System (THIEME Atlas of Anatomy)**. 1st. ed. [S.l.]: Thieme, 2010. ISBN ISBN: 1604062924,9781604062922. Disponivel em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=2A9C6012D3DB9B7AE4E1B15E7C0C97>>.

SCOTT, S. H. The computational and neural basis of voluntary motor control and planning. **Trends in cognitive sciences**, v. 16, p. 541-549, 2012.

SUSAN, J. **Basic biomechanics**. 6th ed. ed. [S.l.]: McGraw-Hill , 2012. ISBN ISBN: 9780073376448,0073376442,9780071221511,0071221514. Disponivel em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=22F2CE486CB034BE094B9EE4D77DEFDD>>.

TOMLINSON, T.; SAINBURG, R. Dynamic Dominance Persists During Unsupported Reaching. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, p. 13-25, 2012. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1080/00222895.2011.636398>>. PMID: 22188333.

WALKER, E. H. E.; PERREAULT, E. J. Arm dominance affects feedforward strategy more than feedback sensitivity during a postural task. **Experimental Brain Research**, v. 233, p. 2001-2011, 01 jul. 2015. ISSN ISSN: 1432-1106. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1007/s00221-015-4271-3>>.

WANG, J.; SAINBURG, R. L. The dominant and nondominant arms are specialized for stabilizing different features of task performance. **Experimental Brain Research**, v. 178, p. 565-570, 01 abr. 2007. ISSN ISSN: 1432-1106. Disponivel em: <<https://doi.org/10.1007/s00221-007-0936-x>>.

WELCH, G.; FOXLIN, E. Motion tracking: no silver bullet, but a respectable arsenal. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 22, p. 24-38, nov. 2002. ISSN ISSN: 0272-1716.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.

WOLTRING, H. J.; MARSOLAIS, E. B. Optoelectric (Selspot) gait measurement in two- and three-dimensional space--a preliminary report. **Bulletin of prosthetics research**, v. 10-34, p. 46—52, 1980. ISSN ISSN: 0007-506X. Disponivel em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/7260460>>.

YANG, L. et al. Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2. **IEEE Sensors Journal**, v. 15, p. 4275-4285, ago. 2015. ISSN ISSN: 1530-437X.

ZHANG, Z. Microsoft Kinect Sensor and Its Effect. **IEEE MultiMedia**, v. 19, p. 4-10, fev. 2012. ISSN ISSN: 1070-986X.

ZHANG, Z. et al. Ubiquitous human body motion capture using micro-sensors, p. 1-5, mar. 2009.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ INSTITUTO DE TECNOLOGIA TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ESCLARECIMENTO

Este é um convite para você participar da pesquisa: **“Análise Cinemática do Mecanismo Ação-Percepção em Seres Humanos”**.

O objetivo desta pesquisa é analisar cinematicamente o movimento do braço no plano cartesiano a partir de cinco pontos iniciais diante a ausência de um ponto final a alcançar. Caso decida participar desta pesquisa, você será submetido aos seguintes procedimentos: Teste de movimentos dos braços direito e esquerdo, registro da atividade elétrica muscular, e um teste de observação e resposta de acordo com a atividade de um modelo. Todo o esforço será feito para que essas avaliações causem o menor desconforto possível e sejam realizadas de maneira rápida e ágil. Dentre os prováveis benefícios da pesquisa está a satisfação de contribuir para o conhecimento científico e para um melhor entendimento dos problemas sociais brasileiros. E dentre os possíveis riscos vinculados aos participantes está a divulgação dos dados pessoais, entretanto, garante-se o total sigilo e os resultados não serão divulgados individualmente. Os dados serão armazenados no computador do laboratório protegido pela senha do administrador.

Durante todo o período da pesquisa você poderá tirar suas dúvidas ligando para os números de telefone relacionados neste documento. Você tem o direito de recusar a participar da pesquisa ou retirar seu consentimento em qualquer fase da mesma, sem nenhum prejuízo. Os dados que você irá nos fornecer serão confidenciais e serão divulgados apenas em congressos ou publicações científicas. A sua privacidade será preservada em todas as ocasiões. Esses dados serão guardados pelo pesquisador responsável por essa pesquisa em local seguro e por um período de 5 anos. Não haverá nenhuma despesa pessoal adicional ao participante do estudo e nenhuma compensação financeira relacionada à sua participação, todavia haverá ressarcimento de todos seus gastos referente a sua participação no estudo. Em caso de danos decorrentes do estudo assegura-se que o participante possui o direito à indenização, além de receber assistência integral e imediata de forma gratuita por parte dos pesquisadores pelo tempo que for necessário.

Caso haja ainda alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética do Núcleo de Pesquisa em Oncologia da Universidade Federal do Pará (UFPA) – no endereço Rua dos Mundurucus, n. 4487, prédio da Unacon do Hospital Universitário João Barros Barreto, telefone 3201-6778, e-mail cep.npo@gmail.com. Ou entre em contato com o pesquisador responsável Antônio Pereira Júnior pelo telefone (91) 96126674 ou email squareshorts@gmail.com ou com o pesquisadora Narrery Silva dos Santos pelo telefone (91) 988418074 ou e-mail narrerysantos@gmail.com.

Consentimento Livre e Esclarecido

Após ter sido esclarecido sobre os objetivos, importância e o modo como os dados serão coletados nessa pesquisa, além de conhecer os riscos, desconfortos e benefícios da mesma e ter ficado ciente de todos os meus direitos, concordo em participar da pesquisa **“Análise Cinemática do Mecanismo Ação-Percepção em Seres Humanos”** e autorizo a divulgação das informações por mim fornecidas em congressos e/ou publicações científicas, desde que nenhum dado possa me identificar.

Belém, ____/____/____

Assinatura do participante da pesquisa

Declaração do pesquisador responsável

Como pesquisador responsável pelo estudo **“Análise Cinemática do Mecanismo Ação-Percepção em Seres Humanos”**, declaro que assumo a inteira responsabilidade de cumprir fielmente os procedimentos metodologicamente e direitos que foram esclarecidos e assegurados ao participante desse estudo, assim como manter sigilo e confidencialidade sobre a identidade do mesmo. Asseguro também que o participante receberá uma via do TCLE assinada por ambas as partes.

Declaro ainda estar ciente que na inobservância do compromisso ora assumido estarei infringindo as normas e diretrizes propostas pela Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde – CNS, que regulamenta as pesquisas envolvendo o ser humano.

Belém, ____/____/____.

Pesquisador Responsável
Prof. Dr. Antônio Pereira Júnior

Endereço: Laboratório de Engenharia Elétrica e da Computação, sala 12, anexo. Rua Augusto Corrêa, 01, CEP 66075-110 Belém-Pará. Fone: (91) 3201-8028

ANEXOS

INVENTÁRIO DE DOMINÂNCIA LATERAL DE EDIMBURGO

Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo

Nome: _____

Data de Nascimento: ____/____/____

Sexo: _____

Assinale:

(+) = realiza maioria das vezes

(++) = sempre realiza

Faz-se uma marca em cada coluna, caso a probabilidade de uso da mão direita e esquerda seja a mesma.

Atividades	DIREITA	ESQUERDA
1. Escrever		
2. Desenhar		
3. Arremessar		
4. Usar tesouras		
5. Escovar os dentes		
6. Uso de faca (sem garfo)		
7. Uso de colher		
8. Uso de vassoura (mão superior)		
9. Acender um fósforo (mão do fósforo)		
10. Abrir uma caixa (mão da tampa)		

APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UFPA - INSTITUTO DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO



Continuação do Parecer: 2.500.080

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_964300.pdf	16/01/2018 16:14:24		Acelto
Folha de Rosto	folhaderostocinematica.pdf	16/01/2018 16:14:03	Narery Silva dos Santos	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Pre_projetoFINAL.docx	15/01/2018 12:58:49	Narery Silva dos Santos	Acelto
Outros	Cartadeencaminhamento.pdf	15/01/2018 12:46:36	Narery Silva dos Santos	Acelto
Outros	Isencaodeonus.pdf	15/01/2018 12:45:31	Narery Silva dos Santos	Acelto
Declaração de Instituição e Infraestrutura	termodeconsentimentodainstituicao.pdf	05/01/2018 14:52:57	Narery Silva dos Santos	Acelto
Declaração de Pesquisadores	termodecompromissodopesquisador.pdf	05/01/2018 14:50:18	Narery Silva dos Santos	Acelto
Outros	Acelteorientador.pdf	05/01/2018 13:19:31	Narery Silva dos Santos	Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	05/01/2018 13:14:57	Narery Silva dos Santos	Acelto
Cronograma	Cronograma_.pdf	05/01/2018 13:12:23	Narery Silva dos Santos	Acelto
Orçamento	orcamento.pdf	22/11/2017 15:16:22	Narery Silva dos Santos	Acelto

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

BELEM, 19 de Fevereiro de 2018

Assinado por:
Marta de Nazaré Alves Lima
(Coordenador)

Endereço: Rua Augusto Corrêa nº 01-SI do ICS 13 - 2º and.
Bairro: Campus Universitário do Guamá CEP: 66.075-110
UF: PA Município: BELEM
Telefone: (91)3201-7735 Fax: (91)3201-8028 E-mail: cepecos@ufpa.br