

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

CARLA DANIELE PACHECO RINALDIN

**EFEITO DA VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO NA COORDENAÇÃO
ARTICULAR NAS POSTURAS UNIPODAL E BIPODAL**

**CURITIBA
2024**

CARLA DANIELE PACHECO RINALDIN

**EFEITO DA VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO NA COORDENAÇÃO
ARTICULAR NAS POSTURAS UNIPODAL E BIPODAL**

Projeto de tese apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS), linha de pesquisa: Bioengenharia, da Escola Politécnica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de doutora em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elisangela Ferretti Manffra

Coorientador: Prof. Dr. Daniel Prado de Campos

CURITIBA

2024

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Luci Eduarda Wielganczuk – CRB 9/1118

R578e
2024 Rinaldin, Carla Daniele Pacheco
Efeito da vibração no tendão calcâneo na coordenação articular nas posturas unipodal e bipodal / Carla Daniele Pacheco Rinaldin ; orientadora: Elisangela Ferretti Manfra ; coorientador: Daniel Prado de Campos. – 2024.
222 f. ; il. : 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2024
Bibliografia: f. 172-221

1. Tecnologia médica. 2. Tendão do Calcâneo. 3. Equilíbrio postural.
4. Lateralidade funcional. 5. Propriocepção. 6. Postura. I. Manfra, Elisangela Ferretti. II. Campos, Daniel Prado. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 610.28



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 042

A Tese de Doutorado intitulada **“EFEITO DA VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO NA COORDENAÇÃO ARTICULAR NAS POSTURAS UNIPODAL E BIPODAL”**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Carla Daniele Pacheco Rinaldin**, no dia 30 de setembro de 2024, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Elisangela Ferretti Manfra – Presidente - PUCPR

Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira – USP

Profa. Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas – UNICID

Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki – UEL

Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto – PUCPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 02 de dezembro de 2024.

Prof. Dr. Percy Nohama
**Coordenador do Curso de Tecnologia em Saúde
Pós-Graduação Stricto Sensu.**

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por sempre me colocar no lugar certo, na hora certa e com as melhores pessoas. Nem sempre eu entendi o que estava acontecendo e o motivo do Senhor fazer do seu jeito. Era só uma questão de tempo para eu entender que o Senhor não falha.

Agradeço especialmente ao amor da minha vida, Roman Bruno Soley, por todo apoio, amor, carinho e paciência desde 2007, até os dias atuais. Te amo infinitamente.

Aos meus pais e irmãos, Vicente Rinaldin e Maria Lorete Pacheco dos Santos, Luiz Fernando Pontarollo e Bruno Pacheco Rinaldin, respectivamente.

Aos meus sobrinhos, que eu amo com toda minha alma, Gabriel de Oliveira Pontarollo (*Sunshine*) e Pedro Henrique Martins Jungles de Lima. Deus em toda sua bondade os enviou para alegrar meus dias mais nublados e tornar os dias alegres ainda melhores.

Aos meus filhos de bigodes e quatro patas, Grafite (*in memoriam*), Jaspion e Valentim, pelo amor e companheirismo em todas as horas. Em absolutamente todos os dias em que trabalhei na tese, o Jaspion estava deitado ao meu lado. Todo pós-graduando deveria ter um gato.

Obrigada à orientadora Professora Dra. Elisangela Ferretti Manffra, por me aceitar e acolher como sua orientanda em um momento tão delicado em minha vida. Obrigada por não desistir em me ensinar e me guiar da melhor forma possível, por me mostrar um mundo de possibilidades na pesquisa. Tivemos momentos alegres e outros mais delicados, entretanto, todos pautados na verdade e honestidade. A Sra. é Inspiradora.

Professor Dr. Daniel Padro de Campos, meus mais sinceros agradecimentos por todas as orientações acadêmicas e principalmente por fazê-las com tanto carinho e paciência. O desenvolvimento da tese não teria sido tão leve e alegre sem sua coorientação. Espero ser uma profissional com tamanha maestria na arte de ensinar e inspirar os estudantes, assim como o Professor fez em minha vida.

Agradeço à Professora Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas, por toda a colaboração na elaboração das rotinas de processamentos dos experimentos e

discussões dos resultados, seus ensinamentos e contribuições foram (serão) valiosos. Além de ser uma professora pesquisadora inspiradora é também muito querida e amável.

Professor Dr. Luis Augusto Teixeira, todos que me conhecem sabem da admiração que tenho pelo Professor. Sigo aprendendo cada dia mais com seus ensinamentos e maestria em fazer pesquisa.

Agradeço imensamente aos membros da banca Professor Dr. Victor Hugo Alves Okazaki, Professora Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas, Professor Dr. Luis Augusto Teixeira, Professor Dr. Guilherme Nunes Nogueira-Neto e Professora Dra. Mauren Abreu de Souza, que contribuíram imensamente para o aperfeiçoamento da tese.

Obrigada Robson Cassefo (APAMED), por nunca medir esforços em dar suporte com o manuseio do sistema VICON. Foram diversas reuniões remotas que se iniciaram no mestrado e perduraram até o doutorado, sem dúvidas foram essenciais para a conclusão da tese.

Agradecimentos especiais às minhas amigas que me acompanharam ao longo do processo do doutorado: Joseana Wendling Withers, Verônica Andrade da Silva, Luana Miranda Kondras Frose, Tatiane Caroline Boumer, Gisele Francini Devetak Casarotti e Wally Strasse. A Pós-Graduação não teria cores sem vocês, obrigada pelas risadas, apoio (de todos os tipos) e carinho. Agradeço ao meu amigo Luiz Kalva de Andrade, pela ajuda na construção do equipamento de vibração no tendão calcâneo, auxílio na montagem do setup experimental e, principalmente por sua amizade.

Professor Dr. Alexandre Jehan Marcori, obrigada pela amizade, dicas, conversas, parcerias nas análises estatísticas e por todas as discussões construtivas sobre lateralidade. Obrigada por compartilhar o piloto do seu livro “Uma defesa de doutorado”, que sem dúvidas será um *best seller*, principalmente entre os pós-graduandos. Esse livro ajudou a abrir minha mente e me fez ter um olhar diferente para a pós-graduação.

Não poderia deixar de expressar meus mais sinceros agradecimentos aos voluntários da pesquisa que gentilmente dedicaram seu tempo para contribuir com a ciência.

À CAPES pela bolsa de estudos durante todo o período do doutorado.

RESUMO

EFEITO DA VIBRAÇÃO NO TENDÃO CALCÂNEO NA COORDENAÇÃO ARTICULAR NAS POSTURAS UNIPODAL E BIPODAL

O equilíbrio postural durante as atividades diárias requer uma ação coordenada entre as articulações e segmentos do corpo inteiro. Contudo, a especialização dos hemisférios cerebrais e a lateralidade podem tornar os membros inferiores funcionalmente assimétricos para a realização de tarefas que requerem o controle do equilíbrio, representando um desafio coordenativo para o sistema neuromotor. Embora os efeitos da lateralidade e da especialização dos hemisférios cerebrais em tarefas motoras sejam bem estabelecidos, sua relação com a coordenação articular durante o controle do equilíbrio postural ainda precisa ser mais bem compreendida. Participaram dos experimentos, jovens adultos saudáveis com uma preferência consistente pelo lado direito do corpo. **O objetivo 1**, foi investigar a coordenação angular durante o equilíbrio unipodal em apoio no membro inferior direito e esquerdo, considerando padrões de coordenação individuais. Os participantes realizaram 02 tentativas de tarefa unipodal com cada membro inferior. A Análise de Componentes Principais, aplicada individualmente para os dados de cada participante, revelou que não houve padrão entre os indivíduos em relação às articulações ou segmentos que participam das coordenações principais. **O objetivo 2**, foi avaliar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio bipodal e unipodal sob vibração unilateral no tendão calcâneo. O equilíbrio postural foi avaliado em quatro condições randomizadas: postura unipodal com vibração unilateral no membro inferior apoiado no solo (direito e esquerdo) e postura bipodal com vibração unilateral (direito e esquerdo). A análise *Statistical Parametric Mapping*, revelou: (a) respostas instáveis no membro inferior esquerdo quando comparado ao direito, durante o equilíbrio unipodal com perturbação; (b) maiores deslocamentos no sentido médio-lateral (ML) no equilíbrio bipodal, sob perturbação unilateral no tendão calcâneo; (c) ajustes compensatórios entre os membros inferiores, associados ao aumento da descarga de peso no membro inferior contralateral ao membro que recebeu perturbação no tendão calcâneo. Os **objetivos 3 e 4**, foram analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal e bipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo. O equilíbrio postural foi analisado em sete condições: postura unipodal com vibração unilateral no membro inferior apoiado no solo (direito e esquerdo), postura

unipodal apoiado no membro inferior direito e esquerdo sem vibração, postura bipodal com vibração unilateral (direito e esquerdo) e postura bipodal sem vibração. A análise *Uncontrolled Manifold*, revelou que: (a) no equilíbrio bipodal as sinergias cinemáticas levaram à adaptação na variabilidade do CM ao longo do tempo; (b) na postura unipodal, as forças de sinergias foram mais flexíveis quando o apoio estava no membro inferior direito sob efeito de perturbação proprioceptiva. A partir dos resultados é possível concluir que a coordenação articular e segmentar nos principais modos de movimento durante a postura unipodal é altamente heterogêneo entre os indivíduos, e depende especificamente do membro de suporte no solo. Quando um dos membros inferiores está sob efeito de perturbação proprioceptiva, há um aumento do deslocamento e descarga de peso no membro inferior não perturbado, interpretados com estratégia compensatória do sistema de controle motor na manutenção do equilíbrio. Por fim, o membro inferior direito, tem uma melhor capacidade de gerar forças de sinergias que compensam os erros induzidos no sistema sensório-motor por meio de uma flexibilidade aumentada que garante a estabilidade do CM em tarefas de equilíbrio. Além disso, as sinergias cinemáticas explicam uma das características motoras envolvidas no processo de adaptação da variabilidade do CM, em condição de perturbação no controle sensório-motor.

PALAVRAS-CHAVE: Equilíbrio postural. Postura ereta quieta. *Uncontrolled manifold*. Vibração no tendão calcâneo. Propriocepção. Lateralidade. Especialização Hemisférica.

ABSTRACT

EFFECT OF VIBRATION ON CALCANEAL TENDON IN JOINT COORDINATION IN UNIPODAL AND BIPODAL POSTURES

Postural balance during daily activities requires coordinated action between joints and segments of the entire body. However, the specialization of the cerebral hemispheres and laterality can make the lower limbs functionally asymmetrical for performing tasks that require balance control, representing a coordination challenge for the neuromotor system. Although the effects of laterality and specialization of the cerebral hemispheres on motor tasks are well established, their relationship with joint coordination during postural balance control still needs to be better understood. Healthy young adults with a consistent preference for the right side of the body participated in the experiments. **Objective 1** was to investigate angular coordination during single-leg balance with support on the right and left lower limbs, considering individual coordination patterns. Participants performed 2 trials of a single-leg task with each lower limb. Principal Component Analysis, applied individually to each participant's data, revealed that there was no pattern among individuals in relation to the joints or segments that participate in the main coordinations. **Objective 2** was to evaluate the performance asymmetries between the lower limbs in the control of bipedal and unipedal balance under unilateral vibration in the calcaneal tendon. Postural balance was assessed in four randomized conditions: unipedal posture with unilateral vibration in the lower limb supported on the ground (right and left) and bipedal posture with unilateral vibration (right and left). Statistical Parametric Mapping analysis revealed: (a) unstable responses in the left lower limb when compared to the right, during unipedal balance with perturbation; (b) greater displacements in the mediolateral direction in bipedal balance, under unilateral perturbation in the Achilles tendon; (c) compensatory adjustments between the lower limbs, associated with increased weight bearing on the lower limb contralateral to the limb that received perturbation in the Achilles tendon. **Objectives 3 and 4** were to analyze the kinematic synergies during unipedal and bipedal balance with unilateral vibration in the Achilles tendon. Postural balance was analyzed in seven conditions: unipedal posture with unilateral vibration in the lower limb supported on the ground (right and left), unipedal posture supported on the right and left lower limb without vibration, bipedal posture with unilateral vibration (right and left) and bipedal posture without vibration. The

Uncontrolled Manifold analysis revealed that: (a) in bipedal balance, kinematic synergies led to adaptation in center of mass (CoM) variability over time; (b) in unipedal posture, synergy forces were more flexible when the support was on the right lower limb under the effect of proprioceptive perturbation. From the results, it is possible to conclude that joint and segmental coordination in the main movement modes during single-leg stance is highly heterogeneous among individuals, and depends specifically on the supporting limb on the ground. When one of the lower limbs is under the effect of proprioceptive disturbance, there is an increase in displacement and weight bearing on the undisturbed lower limb, interpreted as a compensatory strategy of the motor control system in maintaining balance. Finally, the right lower limb has a better capacity to generate synergistic forces that compensate for errors induced in the sensorimotor system through increased flexibility that guarantees the stability of the CoM in balance tasks. Furthermore, kinematic synergies explain one of the motor characteristics involved in the process of adapting CoM variability, under conditions of disturbance in sensorimotor control.

KEYWORDS: Body balance. Quiet stance. Uncontrolled manifold. Unilateral vibration. Proprioception. Laterality. Hemisphere specificity.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Diagrama da seleção dos descritores para cada capítulo da Revisão da Literatura.	24
Figura 2. Fluxograma do processo de seleção e estratificação dos artigos.	26
Figura 3 - Esquema representativo de uma rede neural hierárquica envolvida nas sinergias de estabilização.	27
Figura 4. Representação dos Limites de Estabilidade no controle do equilíbrio.	29
Figura 5 - Exemplos de variações do tamanho da base de suporte em tarefas de equilíbrio.....	30
Figura 6. Representação do Sistema de Controle Postural envolvendo a integração entre os sistemas musculoesquelético e neural.	31
Figura 7. Três principais componentes para afirmar a existência de sinergias durante uma tarefa motora.	38
Figura 8. Exemplo ilustrativo de supostas nuvens de pontos de dados medidos em várias tentativas do experimento.....	46
Figura 9 - Exemplos de sinergias e não sinergias em uma tarefa motora.....	49
Figura 10 - Comportamento do CM em diferentes tipos de perturbações.....	52
Figura 11 - Fuso muscular e suas principais estruturas anatômicas.....	79
Figura 12 - Representação dos pontos anatômicos para as medidas antropométricas do modelo Plug-in Gait full-body.	87
Figura 13 - Representação do posicionamento dos marcadores cinemáticos e ambiente de coleta de dados.	88
Figura 14 - Representação da tarefa postural (Painel A) e da configuração experimental (Painel B).	90
Figura 15 - As principais etapas para o cálculo da Análise das Componentes Principais.....	95
Figura 16 - Figura representativa de um participante da correlação cruzada entre o dado original e o reconstruído nos três planos anatômicos de movimento (x, y e z).96	
Figura 17 - Ponto de aplicação da vibração no tendão calcâneo durante a tarefa bipodal e unipodal.	100
Figura 18 - Equipamento utilizado para aplicação de vibração no tendão calcâneo.	101
Figura 19 - <i>Setup</i> experimental das tarefas unipodal (A) e bipodal (B).	103

Figura 20 - Representação da sequência das condições experimentais.	105
Figura 21 - Sinal individual do deslocamento do CP.	107
Figura 22 - Modelo de marcadores para o cálculo bidimensional das posições do CM.	112
Figura 23 - Distribuição da variabilidade explicada dos primeiros cinco CPs, quando o membro de suporte era o esquerdo (Painel A) e o direito (Painel B).	122
Figura 24 - Número de participantes com correlação alta ou muito alta entre o CP1 e CP2.	126
Figura 25 - Perfil temporal da posição e velocidade do CP durante a postura unipodal.	127
Figura 26 - Perfil temporal da posição delta e velocidade do CP durante a postura bipodal.....	129
Figura 27 - Perfil temporal do delta Fz do CP individualmente para cada membro inferior durante a tarefa bipodal.....	130
Figura 28 - Resultados da tarefa postural unipodal com vibração.....	133
Figura 29 - Tarefa postural unipodal sem vibração.	135
Figura 30 - Variabilidade do CM na tarefa postural unipodal.....	137
Figura 31 - Resultados da tarefa postural bipodal.....	140
Figura 32 - Variabilidade do CM na tarefa postural bipodal.	142

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição dos ângulos articulares e segmentares considerados para a análise cinemática. O ângulo do tórax e da pelve são ângulos segmentares e os outros são ângulos articulares. O eixo x corresponde aos movimentos no plano frontal, o eixo y no plano sagital e o eixo z no plano transversal do segmento proximal da articulação correspondente.	92
Tabela 2 - Descrição dos ângulos articulares e dos respectivos segmentos adjacentes considerados para a construção do modelo biomecânico em 3D.	93
Tabela 3 - Descrição dos ângulos articulares e dos respectivos segmentos adjacentes considerados para a construção do modelo biomecânico em 3D, utilizados do sistema VICON.	109
Tabela 4 - Graus de liberdade articulares considerados na análise. Descrição dos movimentos articulares realizados ao longo dos planos anatômicos, eixos de rotação e respectivos graus de liberdade considerados para a análise cinemática dos ângulos articulares.	109
Tabela 5 - Ângulos que apresentaram correlação cruzada $\geq 0,7$ com as duas primeiras CP, para cada indivíduo.	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACP Análise de Componentes Principais

AP Ântero-posterior

APAs Ajustes Posturais Antecipatórios

ASAs Ajustes Sinérgicos Antecipatórios

AVE Acidente Vascular Encefálico

CM Centro de Massa

CP Centro de Pressão

EEG Eletroencefalograma

EPAs Ajustes Posturais Precoces

fMRI Ressonância Magnética Funcional

HCD Hemisfério Cerebral Direito

HCE Hemisfério Cerebral Esquerdo

LE Limites de Estabilidade

ML Médio-lateral

PUCPR Pontifícia Universidade Católica do Paraná

RPA Respostas Posturais Automáticas

SNC Sistema Nervoso Central

TCLE Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UCM *Uncontrolled Manifold*

1D Unidimensional

3D Tridimensional

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS	20
1.1.1	Objetivo Geral	20
1.1.2	Objetivos Específicos	20
1.2	HIPÓTESES	21
1.2.1	Hipótese para o objetivo 1	21
1.2.2	Hipótese para o objetivo 2	21
1.2.3	Hipóteses para os objetivos 3 e 4	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1	ESTRATÉGIA DE BUSCA.....	22
2.1.1	Definição dos temas dos capítulos da Revisão da Literatura	22
2.1.2	Definição das bases de dados para recuperação dos artigos científicos relacionados aos temas dos respectivos capítulos.....	22
2.1.3	Busca e definição dos descritores.....	22
2.1.4	Estratégia de busca.....	23
2.1.5	Critérios de inclusão e exclusão dos artigos resgatados.....	25
2.1.6	Extração das informações	25
2.1.7	Resultados da estratégia de busca.....	26
2.2	DEFINIÇÕES CONCEITUAIS DOS TERMOS CIENTÍFICOS.....	27
2.3	SINERGIAS NO CONTROLE MOTOR.....	34
2.3.1	Variabilidade motora: a precursora para a hipótese <i>Uncontrolled Manifold</i>	34
2.3.2	Sinergias no desempenho do controle motor.....	35
2.3.3	Ajustes sinérgicos antecipatórios (ASAs)	39
2.3.3.1	Ajustes sinérgicos antecipatórios em tarefas de equilíbrio postural	41
2.3.4	Abordagem <i>Uncontrolled Manifold (UCM)</i>	43
2.3.5	Centro de massa como variável de desempenho e os ângulos articulares como variáveis elementares para regulação do equilíbrio postural.....	51
2.4	COORDENAÇÃO ARTICULAR NO CONTROLE DO EQUILÍBRIO POSTURAL	55
2.5	ESPECIALIZAÇÃO DOS HEMISFÉRIOS CEREBRAIS EM TAREFAS MOTORAS	59

2.5.1	Especialização hemisférica durante tarefas manuais em pessoas sem comprometimentos neurológicos.....	61
2.5.2	Vantagens do membro superior esquerdo relacionadas ao controle de impedância motora	63
2.5.2.1	Mecanismos dos reflexos de estiramentos associados ao controle de impedância	66
2.5.3	Especialização Hemisférica durante tarefas motoras de membros superiores em pessoas acometidas por acidente vascular encefálico.....	67
2.5.4	Especialização hemisférica no controle do equilíbrio postural entre os membros inferiores em pessoas pós-AVE.....	68
2.5.5	A predominância do hemisfério direito no processamento das informações proprioceptivas envolvidas no controle do equilíbrio	69
2.5.6	Estratégias compensatórias entre os membros inferiores para a manutenção do equilíbrio mediante perturbação das informações proprioceptivas dos fusos musculares.....	71
2.5.7	Especialização hemisférica no controle do equilíbrio de pessoas sem comprometimentos neurológicos.....	73
2.6	PREFERÊNCIA LATERAL NO CONTROLE DO EQUILÍBRIO	74
2.7	SISTEMA PROPIOCEPTIVO NA MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO	77
2.7.1	Coordenação articular prejudicada em condições de déficits sensoriais	80
2.7.2	Aplicação de vibração no tendão calcâneo para avaliar o efeito da propriocepção no controle do equilíbrio.....	81
3	MÉTODOS	84
3.1	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	84
3.2	CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	84
3.3	SETUP EXPERIMENTAL - OBJETIVO 1	85
3.3.1	Participantes	85
3.3.2	Procedimentos antropométricos para fixação dos marcadores cinemáticos.....	86
3.3.3	Tarefa unipodal.....	89
3.3.4	Processamento dos dados cinemáticos – objetivo 1.....	91
3.3.5	Análise de componentes principais.....	91
3.4	SETUP EXPERIMENTAL - OBJETIVOS 2, 3 E 4.....	97

3.4.1	Participantes – objetivo 2	97
3.4.2	Participantes – objetivos 3 e 4	98
3.4.2.1	Participantes da tarefa de equilíbrio unipodal – objetivo 3.....	98
3.4.2.1	Participantes da tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4.....	99
3.4.1	Protocolo de vibração no tendão calcâneo – objetivos 2, 3 e 4	99
3.4.2	Tarefa de equilíbrio unipodal – objetivos 2 e 3	101
3.4.3	Tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4	102
3.4.1	Design experimental.....	103
3.4.1.1	Sequência experimental da tarefa de equilíbrio unipodal – objetivos 2 e 3.....	103
3.4.1.2	Sequência experimental da tarefa de equilíbrio bipodal	104
3.4.2	Processamento dos dados do centro de pressão (CP) – objetivo 2	106
3.4.2.1	Análise estatística dos dados do centro de pressão – objetivo 2	108
3.4.3	Processamento dos dados cinemáticos em postura unipodal e bipodal – objetivos 3 e 4.....	108
3.4.3.1	Pré-processamento	108
3.4.3.2	<i>Análise Uncontrolled Manifold (UCM)</i>	110
3.4.3.3	Análise estatística objetivos 3 e 4.....	116
3.4.3.4	Comparações tarefa de equilíbrio unipodal – objetivo 3.....	116
3.4.3.5	Comparações tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4.....	119
3.5	RESULTADOS – OBJETIVO 1.....	122
3.6	RESULTADOS – OBJETIVO 2.....	127
3.7	RESULTADOS – OBJETIVO 3.....	131
3.7.1	Tarefa de equilíbrio unipodal.....	131
3.7.1.1	Índice de sinergia com vibração	131
3.7.1.2	Variância <i>Uncontrolled Manifold (UCM)</i> com vibração	131
3.7.1.3	Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM	132
3.7.1.4	Índice de sinergia sem vibração	133
3.7.1.5	Variância <i>Uncontrolled Manifold (UCM)</i> sem vibração	134
3.7.1.6	Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM	134
3.7.1.7	Variabilidade do centro de massa com vibração	135
3.7.1.8	Variabilidade do centro de massa sem vibração	136
3.8	RESULTADOS – OBJETIVO 4.....	138
3.8.1	Tarefa de equilíbrio bipodal.....	138
3.8.1.1	Índice de sinergia.....	138

3.8.1.2	Variância <i>Uncontrolled Manifold</i> (UCM).....	139
3.8.1.3	Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM	139
3.8.1.4	Variabilidade do centro de massa.....	141
3.9	DISCUSSÃO OBJETIVO 1.....	143
	CONCLUSÃO.....	145
3.10	DISCUSSÃO OBJETIVO 2.....	146
	CONCLUSÃO.....	150
3.11	DISCUSSÃO OBJETIVO 3.....	151
3.11.1	Flexibilidade das sinergias cinemáticas no membro inferior direito no controle do equilíbrio postural.....	151
3.11.2	Conclusão	156
3.12	DISCUSSÃO OBJETIVO 4.....	156
3.12.1	Sinergias cinemáticas na adaptação da variabilidade do CM em tarefa de equilíbrio bipodal	156
3.12.2	Conclusão	158
3.13	CONCLUSÃO GERAL.....	158
3.14	LIMITAÇÕES.....	159
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	159
5	REFERÊNCIAS.....	164
6	ANEXOS	189
6.1	TAREFA DE EQUILÍBRIO UNIPODAL.....	207
6.1.1	membro inferior direito com vibração	207
6.1.2	Membro inferior esquerdo com vibração	207
6.1.3	Membro inferior direito sem vibração.....	209
6.1.4	Membro inferior esquerdo sem vibração	209
6.2	TAREFA DE EQUILÍBRIO BIPODAL.....	211
6.2.1	Membro inferior direito	211
6.2.2	Membro inferior esquerdo	211

1 INTRODUÇÃO

Uma das explicações mais aceitas para interpretação das origens de assimetrias neurais de controle motor está compilada no modelo de dominância dinâmica da lateralização motora, propondo diferentes mecanismos neurais de controle para os membros superiores dominante (direito) e não dominante (esquerdo) (1,2,3,4). Este modelo sugere que, em indivíduos destros e saudáveis, o hemisfério cerebral esquerdo (HCE) é especializado em processos preditivos, garantindo precisão de trajetória e planejamento de movimento quando as condições da tarefa são previsíveis (5,4). Por outro lado, o hemisfério cerebral direito (HCD) é especializado em mecanismos de controle de impedância, garantindo melhor desempenho na correção de erros em condições ambientais imprevisíveis e precisão e estabilidade de posturas em estado estacionário (6,7,8,9). Os estudos iniciais que dão suporte para estas evidências são todos pautados em assimetrias de controle em tarefas manuais. Porém, mais recentemente, algumas evidências têm surgido utilizando o modelo da dominância dinâmica para fundamentar achados de assimetria entre os membros inferiores em tarefas de equilíbrio (10,11).

As evidências que dão suporte para os conceitos de especialização hemisférica para o controle do equilíbrio foram apresentadas em estudos que compararam as respostas motoras de indivíduos saudáveis com pacientes que sofreram de acidente vascular encefálico (AVE) (12,13,14,15,16). De modo geral, os resultados apontam que lesões no HCD, quando comparadas às lesões no HCE ou controles saudáveis, levam a piores respostas do equilíbrio, observadas por meio de maiores valores de velocidade de oscilação do centro de pressão (CP) tanto na direção ântero-posterior (AP) quanto médio-lateral (ML) (17,12,13). O HCD também foi associado à proficiência na ponderação de informações proprioceptivas e outras fontes sensoriais relevantes para o controle do equilíbrio (18).

A partir desses resultados, interpretou-se que o HCD seria proficiente no controle do equilíbrio com observações de melhores respostas do equilíbrio no membro inferior esquerdo (para revisão, ver 16). Além disso, a justificativa do HCD como o predominante no controle do equilíbrio também é baseada na premissa de que esse hemisfério cerebral está envolvido predominantemente no processamento de informações proprioceptivas, especificamente das informações dos fusos musculares (19,18). Quando um estímulo vibrotátil no tornozelo foi aplicado em

adultos jovens e idosos, Goble et al. (19) observaram que a ativação neural resultante estava predominantemente localizada nas áreas do lado direito do córtex parietal, frontal e insular, independentemente do lado do tornozelo estimulado e da idade. Essa ativação também foi associada às oscilações posturais quando os indivíduos permaneceram em uma postura ereta quieta, sugerindo que, além dos mecanismos reflexos periféricos, o HCD estaria predominantemente envolvido no processamento de informações proprioceptivas relacionadas às oscilações corporais.

Baseados nas conclusões destes estudos (18,19,20) pesquisadores testaram a hipótese de que o HCD seria especializado em controlar oscilações durante equilíbrio unipodal com tarefa de apontamento podal ou em resposta a uma perturbação em indivíduos saudáveis (10,11). Em pessoas sem déficits neurológicos, o controle das oscilações posturais, com base nos parâmetros do CP, foi investigado quando os indivíduos permaneceram em equilíbrio unipodal. Resultados prévios da literatura deste tópico são contraditórios, mostrando melhor estabilidade do equilíbrio quando os indivíduos permaneceram em uma postura unipodal com o membro inferior esquerdo para dar suporte enquanto o direito realizava tarefa de apontar (10) e outro mostrou que melhores respostas posturais foram observadas no membro inferior direito (11). Este último achado, interpretado pelos autores como uma maior proficiência no controle do equilíbrio observada no membro inferior direito quando comparado ao membro inferior esquerdo, é contrário à noção de especialização do HCD no controle do equilíbrio. Além disso, a especialização hemisférica para o processamento das informações proprioceptivas refletidas no comportamento assimétrico entre os membros inferiores no controle do equilíbrio não foi testada nestes experimentos, consequentemente não sendo bem estabelecida em pessoas sem comprometimento nos hemisférios cerebrais. Os resultados sugerem que o comportamento assimétrico dos membros inferiores para o controle do equilíbrio em pessoas saudáveis pode também depender da lateralidade (11), ou seja, os membros inferiores direito e esquerdo podem apresentar comportamentos distintos em relação às assimetrias de controle.

Tradicionalmente, os estudos sobre preferência lateral que analisaram o controle do equilíbrio inferem as interpretações com base nos parâmetros das oscilações do CP (21,22,23,24,25). No entanto, as variáveis baseadas apenas no CP, como área de oscilação (21), excursão do CP (22,23), área elíptica do CP 95%, desvio padrão e velocidade (25,24), não indicaram efeito de preferência lateral. Tais

resultados podem estar relacionados com o fato de o CP ser uma variável resultante que condensa informações sobre a postura de corpo inteiro, podendo não ser sensível para demonstrar assimetrias de cada membro inferior, especialmente sobre as estratégias articulares coordenativas.

Dentro desse contexto, os experimentos que mostraram efeitos de preferência lateral dos membros inferiores durante tarefa postural unipodal são oriundos de análises que levaram em consideração os graus de liberdade articulares. Promsri, Haid e Federolf (26) mostraram que a coordenação articular para corrigir erros e manter o controle do equilíbrio postural é assimétrica entre os membros inferiores. Os resultados deste estudo apontaram que o membro não preferido, tanto para tarefas estáticas ou dinâmicas em postura unipodal, necessitou de intervenções neuromusculares corretivas mais ativas (acelerações) e frequentes para estabilizar a postura em comparação ao membro preferido. Já o estudo de Clifford e Holder-Powell (27) mostrou que, quando a análise da articulação foi restringida ao modelo de pêndulo invertido simples (estratégia do tornozelo), os indivíduos mostraram maiores oscilações angulares quando em apoio no membro inferior não preferido em comparação com membro inferior preferido para controlar o CM. Dessa forma, os resultados sugerem que o sistema nervoso explora os graus de liberdade articulares dos membros inferiores para corrigir erros associados ao desequilíbrio postural e podem depender da lateralidade.

Diversas hipóteses têm sido empregadas para esclarecer a questão dos mecanismos subjacentes ao equilíbrio por meio de modelos teóricos e experimentos envolvendo análises da postura bipodal (28,29,30,31,32,33,34,35) e unipodal (26,36,11,10). Um conceito comum e central dentre estas evidências é a coordenação, ou seja, como as diversas articulações se coordenam para manter o equilíbrio postural. Na postura bipodal, modelos teóricos e observações experimentais assumem diferentes formas de controle, contendo desde um (29,30,37), dois (38) ou vários graus de liberdade (33,32,34,39,40) para manutenção do equilíbrio. Neste sentido, os estudos que consideraram vários graus de liberdade dispenderam esforços para identificar padrões de coordenação articular. Como resultado, foram observados padrões coordenativos de movimento, como as estratégias de tornozelo e quadril e de tornozelo, quadril e joelho (33). Além das articulações mencionadas, pesquisas mais recentes demonstraram que o controle da postura bipodal quieta depende da coordenação multiarticular, com os segmentos inferiores e superiores do

corpo participando efetivamente no controle do equilíbrio (34,39,41). Dessa forma, a análise da coordenação no controle postural se torna complexa, uma vez que não apenas tornozelos, joelhos e quadris participam da tarefa, mas sim articulações do corpo todo.

Para avaliar quantitativamente como o sistema de controle postural coordena os muitos graus de liberdade articulares na resolução de uma tarefa motora, os estudos têm utilizado a abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM) (42). A fundamentação teórica da abordagem UCM sugere que o sistema de controle motor pode garantir a estabilidade desejada de uma variável de desempenho importante, agindo em um espaço de variáveis elementares (42). Especificamente na análise do controle postural, a variável de desempenho pode ser o centro de massa (CM) (43,44,45,46). Estudos prévios mostraram que o CM, em tarefas de equilíbrio, pode ser uma variável de controle para o sistema nervoso, sendo a sua trajetória um resultado indireto da coordenação articular do corpo (43).

A variância das variáveis elementares é dividida em dois subespaços: 1) a variância que ocorre no subespaço UCM (V_{UCM}) – subespaço de movimento que não afeta as variáveis controladas, ou seja, variáveis de desempenho; 2) a variância que ocorre no subespaço ortogonal (V_{ORT}) ao UCM de movimento que afeta as variáveis de desempenho (42). Em uma análise mais aprofundada, estes dois índices de variância são resumidos a um índice de sinergia, que confirma (ou refuta) uma sinergia estabilizando a variável de desempenho (47,48,49). As sinergias são quantificadas por meio de um índice (ΔV), dado pela razão entre V_{UCM} e V_{ORT} , além disso, esse índice quantifica quão forte essas sinergias agem para estabilizar a variável de desempenho. Teoricamente, se V_{UCM} for maior que V_{ORT} , pode-se concluir que existe uma sinergia que estabiliza a variável de desempenho selecionada (para revisão, ver 50). As sinergias para a análise do controle motor representam mecanismos neurais que dispendem esforços conjuntos para garantir a estabilidade dinâmica dos movimentos em ambientes imprevisíveis e em constante mudança, resultado atingido por meio de ajustes covariados de variáveis elementares (51).

Até o presente momento, o conhecimento sobre como as articulações (variáveis elementares) se coordenam para manter o CM estável em tarefas de equilíbrio é limitado ao plano sagital (35,34,52,53,54,32). Outro aspecto potencialmente limitante nas análises anteriores é a não consideração da coordenação articular entre os dois lados do corpo no controle do CM (27), de forma

que os estudos apenas assumem simetria entre os membros inferiores (39,43,33,32,34,53). Assumir simetria entre os lados do corpo, porém, é inferir que ambos os membros inferiores são funcionalmente iguais para o controle do equilíbrio. Entretanto, sabe-se que tanto os membros superiores (2,6,55), quanto os inferiores (56,57,58,59) são funcionalmente assimétricos para a realização de diversas tarefas motoras, representando uma limitação nas análises anteriores de UCM em tarefas de equilíbrio.

Desta forma, aplicar os conceitos de assimetria de controle motor juntamente com as análises de UCM representam um avanço nas possibilidades de compreensão e entendimento do controle neural em tarefas de equilíbrio. Dentre as possibilidades de análise do controle do equilíbrio na abordagem UCM, é preciso definir hierarquicamente as variáveis elementares e as de desempenho (51). Na presente investigação, a trajetória bidimensional do CM no plano sagital e ML foram consideradas como a variável de desempenho e os ângulos articulares como as variáveis elementares. Para delimitar as variáveis elementares mais relevantes a manutenção do equilíbrio e posteriormente inserir na abordagem UCM, o primeiro objetivo da tese foi investigar a coordenação angular durante o equilíbrio unipodal em apoio no membro inferior direito e esquerdo, considerando padrões de coordenação individuais.

Integrando os conceitos acima apresentados de coordenação articular, especialização hemisférica e preferência lateral em tarefas de equilíbrio, permitirá uma compreensão mais aprofundada sobre a questão de como o sistema de controle postural coordena a covariação entre as articulações para manter o CM na manutenção do equilíbrio. Para esclarecer estas questões, é necessária uma investigação utilizando modelo biomecânico de corpo inteiro analisando padrões coordenativos na manutenção do equilíbrio dos membros inferiores direito e esquerdo. Pautado na literatura revisada, acredita-se que ao manipular unilateralmente as informações proprioceptivas nos membros inferiores e analisar as respostas do equilíbrio por meio da abordagem UCM, comparando os resultados cinemáticos após vibração no tendão calcâneo, será possível investigar o quanto as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores são explicadas pela especialização do HCD no processamento de informações proprioceptivos dos fusos musculares e pela lateralidade para o controle do equilíbrio postural. Nesse sentido o segundo objetivo da tese foi avaliar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no

controle do equilíbrio bipodal e unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo. Para compreender se há sinergias estabilizadoras e se as estruturas das sinergias são diferentes para estabilização do CM de acordo com o membro inferior (direito ou esquerdo), os objetivos três e quatro foram analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal e bipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar a coordenação articular no controle motor durante as posturas eretas quietas unipodal e bipodal com e sem vibração no tendão calcâneo.

1.1.2 Objetivos Específicos

- 1) Investigar a coordenação angular durante o equilíbrio unipodal em apoio no membro inferior direito e esquerdo, considerando padrões de coordenação individuais;
- 2) Analisar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio bipodal e unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo;
- 3) Analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo;
- 4) Analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio bipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo.

1.2 HIPÓTESES

Foram formuladas as seguintes hipóteses para esse estudo:

1.2.1 Hipótese para o objetivo 1

Espera-se que os conjuntos de articulações que participam dos principais padrões de movimento durante a postura unipodal seriam semelhantes entre os indivíduos e mais conjuntos de articulações sejam necessários para manter o equilíbrio quando o apoio estiver sobre membro inferior esquerdo quando comparado ao apoio no membro inferior direito.

1.2.2 Hipótese para o objetivo 2

Formulou-se a hipótese que as respostas de equilíbrio em pessoas saudáveis entre os membros inferiores seriam semelhantes ao longo do tempo nas respostas do CP quando o sistema proprioceptivo (fusos musculares) fosse submetido a perturbações sensoriais(18), levando a um aumento acentuado na velocidade e deslocamento do CP em comparação ao estado sem perturbação no sistema proprioceptivo (fusos musculares).

1.2.3 Hipóteses para os objetivos 3 e 4

Espera-se que na condição de perturbação unilateral no tendão calcâneo do membro inferior direito, sejam observadas maiores sinergias cinemáticas desestabilizadoras em comparação com o membro inferior esquerdo nas mesmas condições.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ESTRATÉGIA DE BUSCA

A Revisão da Literatura foi baseada em uma estratégia de revisão estruturada, para reunir as evidências científicas com o principal desígnio de fundamentar o objetivo geral, os objetivos específicos e os procedimentos metodológicos.

A estratégia de busca foi constituída na seguinte ordem: (1) Definição dos temas dos capítulos da Revisão da Literatura; (2) Definição das bases de dados para recuperação dos artigos científicos relacionados aos temas dos respectivos capítulos; (3) Definição e busca das palavras-chaves; (4) Estratégia de busca; (5) Critérios de inclusão e exclusão dos artigos resgatados.

2.1.1 Definição dos temas dos capítulos da Revisão da Literatura

Os temas dos capítulos da Revisão da Literatura foram definidos em: Definições conceituais dos termos científicos; Coordenação articular no controle do equilíbrio postural; Especialização dos hemisférios cerebrais em tarefas motoras; Lateralidade no controle do equilíbrio postural; Sistema proprioceptivo no controle do equilíbrio postural; Sinergias.

2.1.2 Definição das bases de dados para recuperação dos artigos científicos relacionados aos temas dos respectivos capítulos

As bases de dados definidas para recuperar os artigos científicos relacionados aos temas dos capítulos da Revisão da Literatura foram a PubMed e Science Direct, consideradas as principais com indexação das revistas científicas mais relevantes para a interdisciplinaridade entre a medicina e a engenharia.

2.1.3 Busca e definição dos descritores

Para definir os descritores da pesquisa dos artigos, inicialmente, foram buscados os descritores estruturados em ciências da saúde (DeCS) no site do Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (BIREME) e no

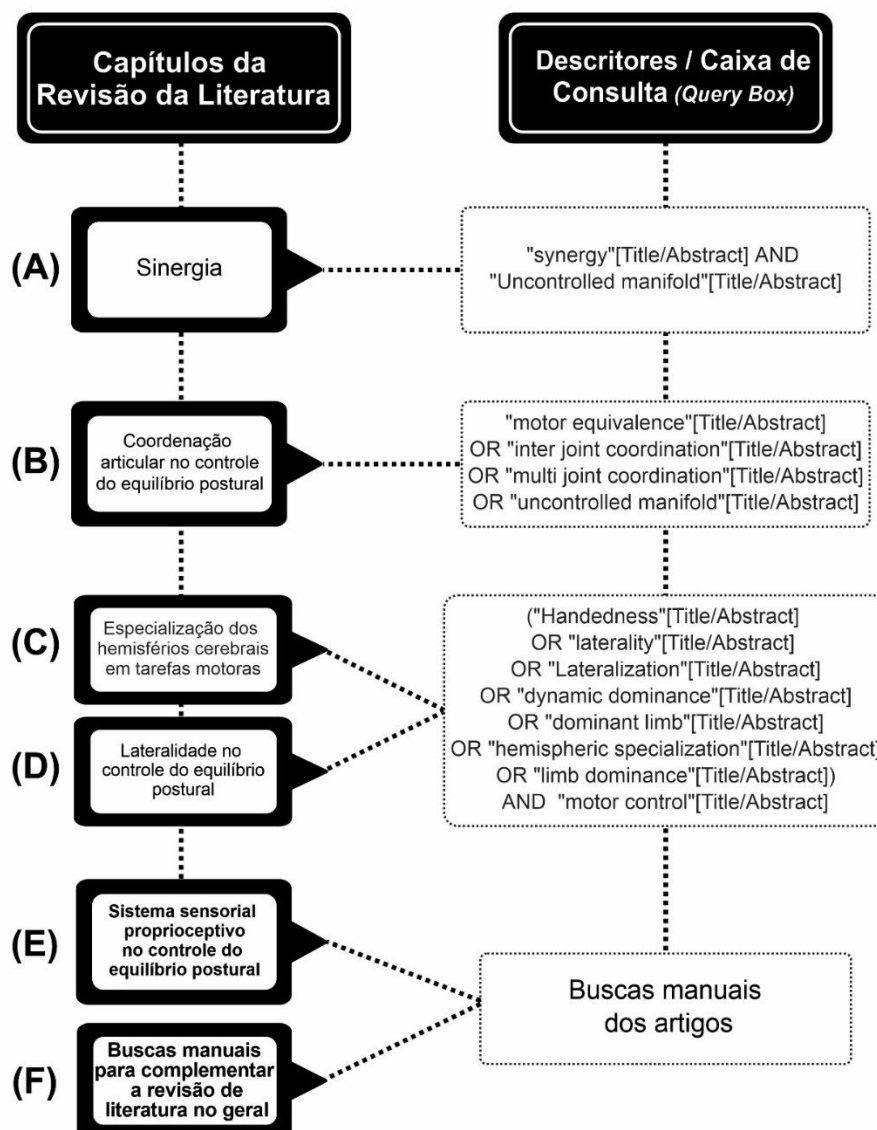
Medical Subject Headings (MeSH). Todas as buscas foram realizadas com os descritores na língua inglesa, que contemplassem os respectivos temas abordados. Para cada capítulo foi estruturada uma combinação de descritores separadamente. Foram encontrados apenas dois descritores, denominados “*Postural Balance*” e “*Functional Laterality*”.

2.1.4 Estratégia de busca

Os descritores estruturados foram combinados (“*Postural Balance*” AND “*Functional Laterality*”) em ambas as bases de dados no construtor de pesquisa avançada. Após limitar a busca por título e resumo, foi resgatado 1 artigo no PubMed e nenhum artigo no Science Direct, considerada uma busca ineficiente. A busca também foi ineficiente quando os descritores foram combinados pelo operador booleano “OR”, resgatando 1.711 artigos na base de dados do PubMed e 1.043 na Science Direct, com temáticas genéricas. Posteriormente, com o intuito de resgatar os artigos científicos de forma mais específica e eficiente, foram selecionadas palavras-chaves oriundas de artigos recuperados manualmente nas respectivas bases de dados.

Após as palavras-chaves serem definidas baseadas nos artigos recuperados manualmente, foram utilizados apenas as palavras-chaves indexados no MeSH. Para estruturar a Caixa de Consulta (*query box*) no construtor de pesquisa avançada do PubMed, foram utilizados os descritores sinônimos separados pelo operador booleano “OR”, com o objetivo de abranger o máximo de estudos para fundamentar os capítulos da Revisão da Literatura. Além disso, a estratégia de busca com a combinação dos descritores se deu de forma separada para cada capítulo conforme mostrado na Caixa de Consulta (Figura 1).

Figura 1. Diagrama da seleção dos descritores para cada capítulo da Revisão da Literatura.



Fonte: a autora (2024).

Nota. Entre parêntesis na cor vermelho, indica a quantidade de artigos recuperados por meio de cada termo indexado no construtor de busca avançada no *PubMED* e *Science Direct*. Para os capítulos do painel C e D os descritores para a busca no *Science Direct* foram diferentes dos utilizados na busca da *PubMED* ("limb dominance" OR "dynamic dominance" OR "dominant limb" OR "hemispheric specialization" AND "motor control"). Fonte: a autora (2024).

Na sequência, a partir da Caixa de Consulta pré-estabelecida, foram selecionadas as principais palavras-chaves, definidas pelo maior número de artigos indexados no construtor de pesquisa avançada do *PubMED* e a mesma lógica de termos foi aplicada para a busca no *Science Direct*. Essa busca resgatou os principais artigos referente aos capítulos de forma específica, confirmado pela avaliação prévia da pesquisadora. Durante as buscas manuais alguns artigos foram também

resgatados da base de dados do *Google Acadêmico*. As buscas manuais foram derivadas das citações nos artigos resgatados durante a revisão estruturada que serviram para complementar os temas de interesse principalmente para os temas referente aos sistemas sensoriais no controle do equilíbrio postural.

2.1.5 Critérios de inclusão e exclusão dos artigos resgatados

Os artigos incluídos na revisão foram os que contemplaram os temas sobre o equilíbrio vertical com principal premissa de investigação em pessoas com e sem comprometimento neurológico dentro dos tópicos sobre: sinergia, coordenação articular, preferência lateral e especialização dos hemisférios no equilíbrio postural; avaliação do equilíbrio em condição de assimetria entre os membros inferiores, induzida por perturbação proprioceptiva por meio de vibração no tendão calcâneo; e papel da propriocepção no controle do equilíbrio postural. Foram excluídos os artigos de ponto de vista, ausência total de análises derivadas da cinemetria ou da eletromiografia, estudos pilotos e resumos de congressos.

Os critérios de inclusão e exclusão foram realizados em três etapas de avaliação que compreenderam a leitura dos títulos, resumos e dos artigos na íntegra. O período considerado para a busca dos artigos abrangeu edições de qualquer período até dia 05 de julho de 2024, publicados em inglês e espanhol.

Após os artigos serem resgatados nas bases de dados do *PubMed* e *Science Direct*, foi realizada a exclusão dos artigos repetidos entre as bases, em seguida, a leitura dos resumos com a exclusão dos artigos que não atendessem aos critérios de inclusão e, por fim, a leitura dos artigos na íntegra.

2.1.6 Extração das informações

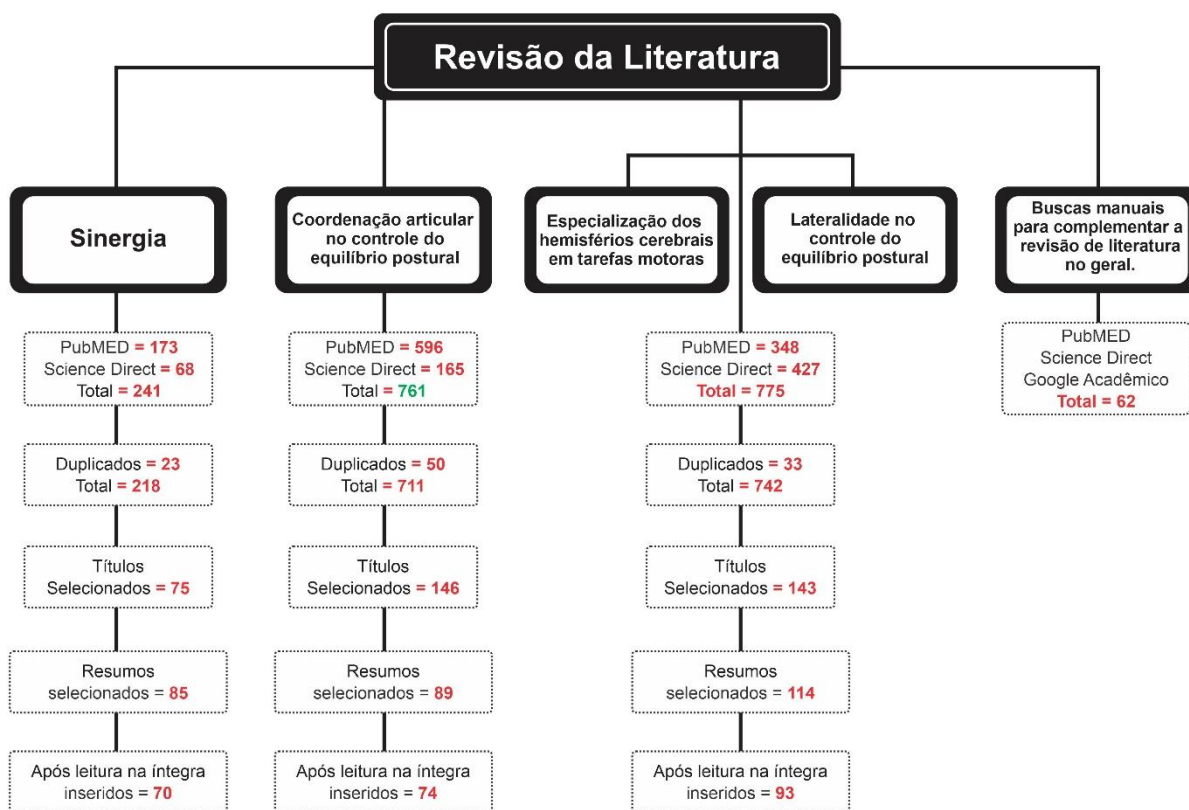
Após a seleção dos artigos, as seguintes informações foram extraídas: autores; título; ano de publicação; palavras-chaves; revista em que periódico foi publicado; base de dados; características da amostra (tamanho, sexo, idade); objetivos; especificação da tarefa motora; protocolo de preferência lateral; análise membros inferiores (bilateral/unilateral); plano anatômico de análise de movimento; variáveis dependentes analisadas; equações para estimar o jacobiano da abordagem UCM; posicionamento e modelo dos marcadores cinemáticos; modelo antropométrico;

instrumentos de medida e configurações do *setup* experimental; principais resultados; conclusões; limitações.

2.1.7 Resultados da estratégia de busca

Após a definição do processo de seleção com as combinações de palavras-chave e critérios de elegibilidade descritos, um total de 1.850 artigos foram recuperados das bases de dados. A Figura 2, apresenta o fluxograma do processo de seleção e estratificação dos artigos.

Figura 2. Fluxograma do processo de seleção e estratificação dos artigos.



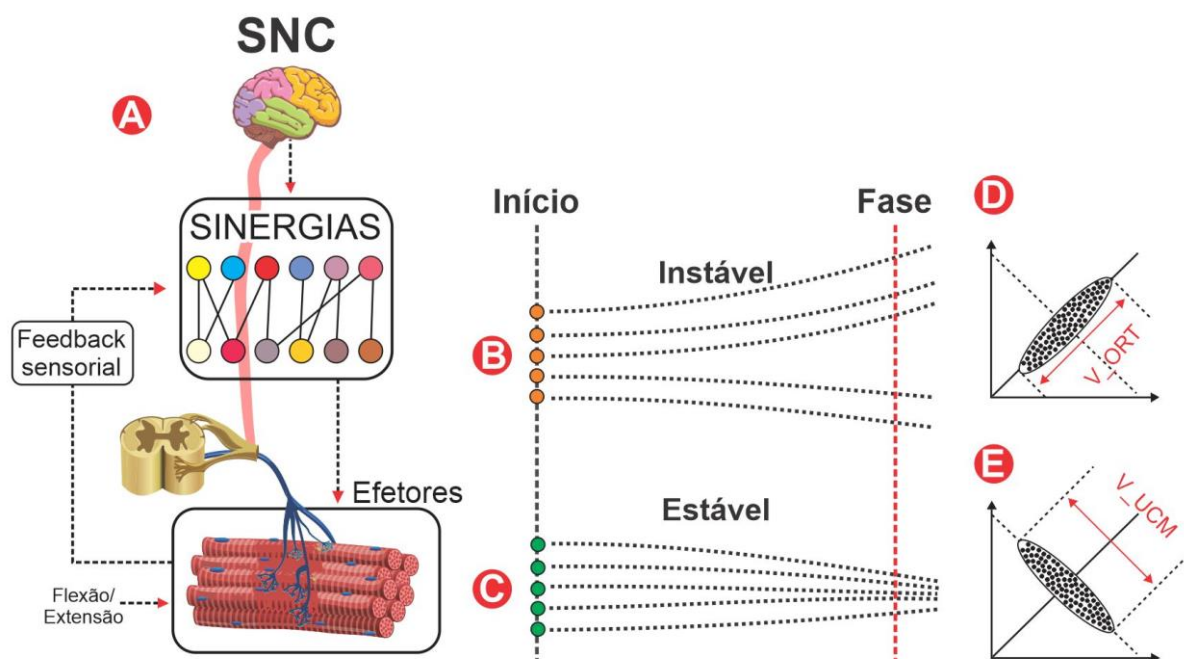
Fonte: a autora (2024).

2.2 DEFINIÇÕES CONCEITUAIS DOS TERMOS CIENTÍFICOS

Os termos definidos nesta seção serão usados ao longo da tese. Compreender o que cada termo representa é importante ao discutir os vários parâmetros usados para avaliar o equilíbrio postural.

Estabilidade: é uma característica da capacidade de um sistema retornar a uma trajetória desejada após uma pequena variação em seu estado inicial e/ou no campo de força externa. Em outras palavras, se um sistema mostra trajetórias convergindo para uma trajetória aceitável sob perturbações transitórias e variações em seu estado inicial, o comportamento deste sistema é tratado como dinamicamente estável (Figura 3) (51). Na presente tese, a estabilidade dinâmica é medida por meio da hipótese *Uncontrolled Manifold* (51,42).

Figura 3 - Esquema representativo de uma rede neural hierárquica envolvida nas sinergias de estabilização.



Fonte: Adaptado de Latash.(51, p. 2954)

Nota: Tanto as entradas de feedback sensorial quanto do sistema nervoso central (SNC), podem ser vistas como fontes de perturbações. Essas perturbações podem gerar trajetórias divergentes entre as tentativas em direções estáveis (Painel C) projetadas no espaço V_{UCM} (Painel E) e trajetórias instáveis (Painel B) projetadas no espaço V_{ORT} (Painel D). A variância entre tentativas analisadas em uma determinada fase, pode ser usada como um índice de estabilidade. Os painéis B e C mostram esquematicamente estados iniciais dos efetores variando entre os ensaios (círculos abertos), suas trajetórias (linhas tracejadas) e uma fase selecionada arbitrariamente quando a variância entre ensaios nas trajetórias é analisada.

Controle motor: pode ser definido como um campo da ciência que busca leis da natureza que descrevem as interações dentro do corpo e entre o corpo e o ambiente que levam aos movimentos naturais (60,61), considerado um subcampo da abordagem física do movimento biológico (62).

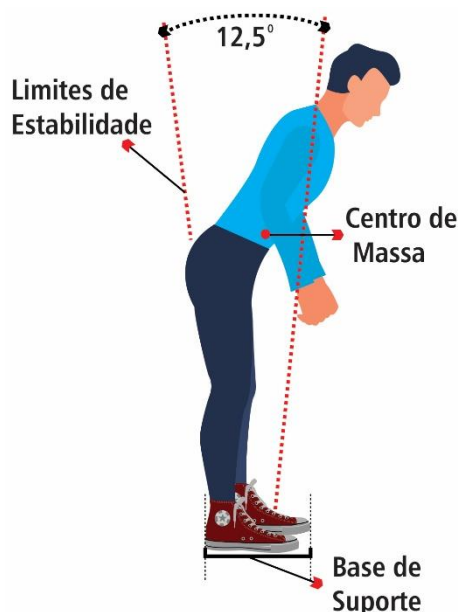
Postura: descreve a orientação dos segmentos corporais em relação uns aos outros e ao meio ambiente. Dependendo da tarefa ou comportamento específico, os segmentos do corpo podem ser alinhados em relação à vertical gravitacional, vertical visual ou à superfície de suporte. Os requisitos biomecânicos do controle postural dependem da anatomia e da orientação postural e, portanto, variam de acordo com o animal (63). Segundo Winter (29), postura descreve a orientação de qualquer segmento corporal em relação ao vetor gravitacional. É uma medida angular da vertical.

Equilíbrio: é um termo genérico que descreve a dinâmica da postura da relação entre CM-CP, ou a relação CM-BOS¹ corporal para evitar quedas (29). Em postura ereta quieta, é a capacidade do corpo de manter o centro de gravidade verticalmente dentro dos limites de estabilidade, conforme determinado pela base de suporte formada pela área total dos pés (44,45,46). Quando essa condição é atendida, a pessoa pode resistir à influência desestabilizadora da gravidade e mover ativamente o centro de gravidade (64,65).

Limites de estabilidade: os limites de estabilidade dependem da colocação dos pés e das características da base de apoio, mas no geral, pode ser representado por um ângulo de aproximadamente 12,5 ° dos pontos da parte posterior do corpo para anterior conforme representado na Figura 4 (64). Enquanto a altura do centro de gravidade acima da superfície e o comprimento do pé afetam os limites de estabilidade AP, essas duas características covariam, resultando em aproximadamente os mesmos limites AP para pessoas de várias alturas (66). Durante o equilíbrio postural, o centro de gravidade move-se aleatoriamente dentro de um perímetro dos limites de estabilidade delimitado pela base de suporte formada pela área dos pés.

¹ BOS, do inglês *base of support*, é a região da superfície do solo que o corpo entra em contato, definida pela área dos pés (298).

Figura 4. Representação dos Limites de Estabilidade no controle do equilíbrio.

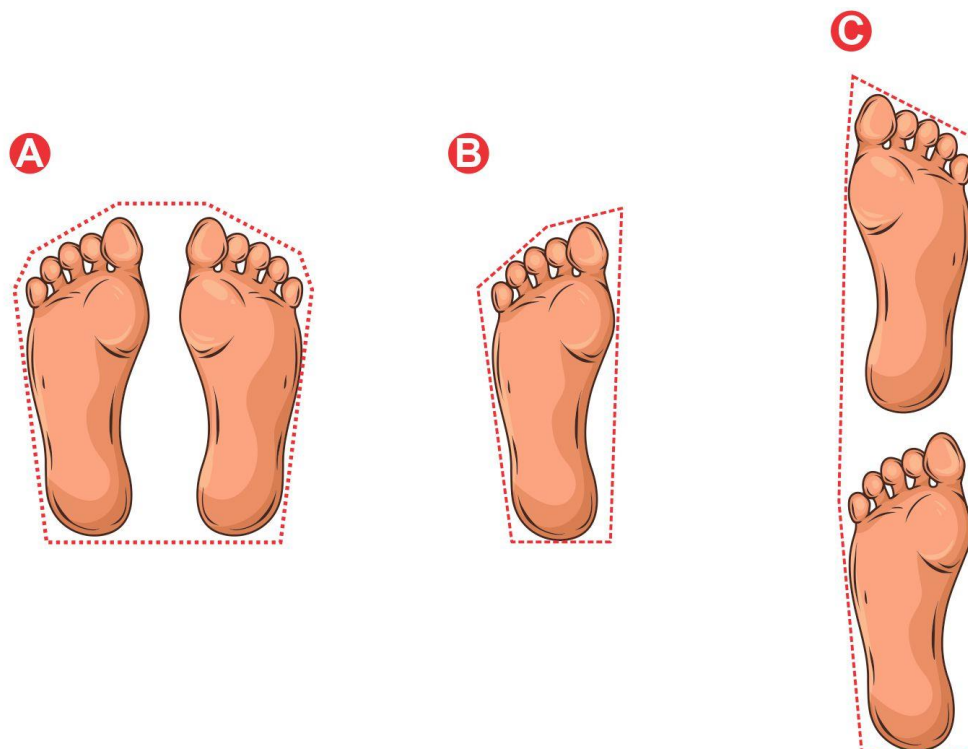


Fonte: a autora (2022).

Controle postural: o controle postural é a tarefa de controlar a posição do corpo no espaço com o duplo propósito de estabilidade e orientação (67).

Base de suporte: a base de suporte é definida pelas bordas dos dois pés e o tamanho da base de suporte é determinado pelo tipo de tarefa postural (30). Em postura bipodal (Figura 5, Painel A), a base de suporte em apoio duplo dos pés, fornece uma base ampla e menos desafiadora. A postura em apoio unipodal (Figura 5, Painel B) permite a avaliação do equilíbrio sob condições que introduzem desafios adicionais ao sistema de controle postural, pois a base de suporte é reduzida. A postura tandem, também (Figura 5, Painel C) é usada para desafiar o sistema de controle postural e pode ser uma alternativa à postura unipodal quando se está tentando colocar demandas adicionais no sistema de controle postural, especialmente no plano frontal (68).

Figura 5 - Exemplos de variações do tamanho da base de suporte em tarefas de equilíbrio.

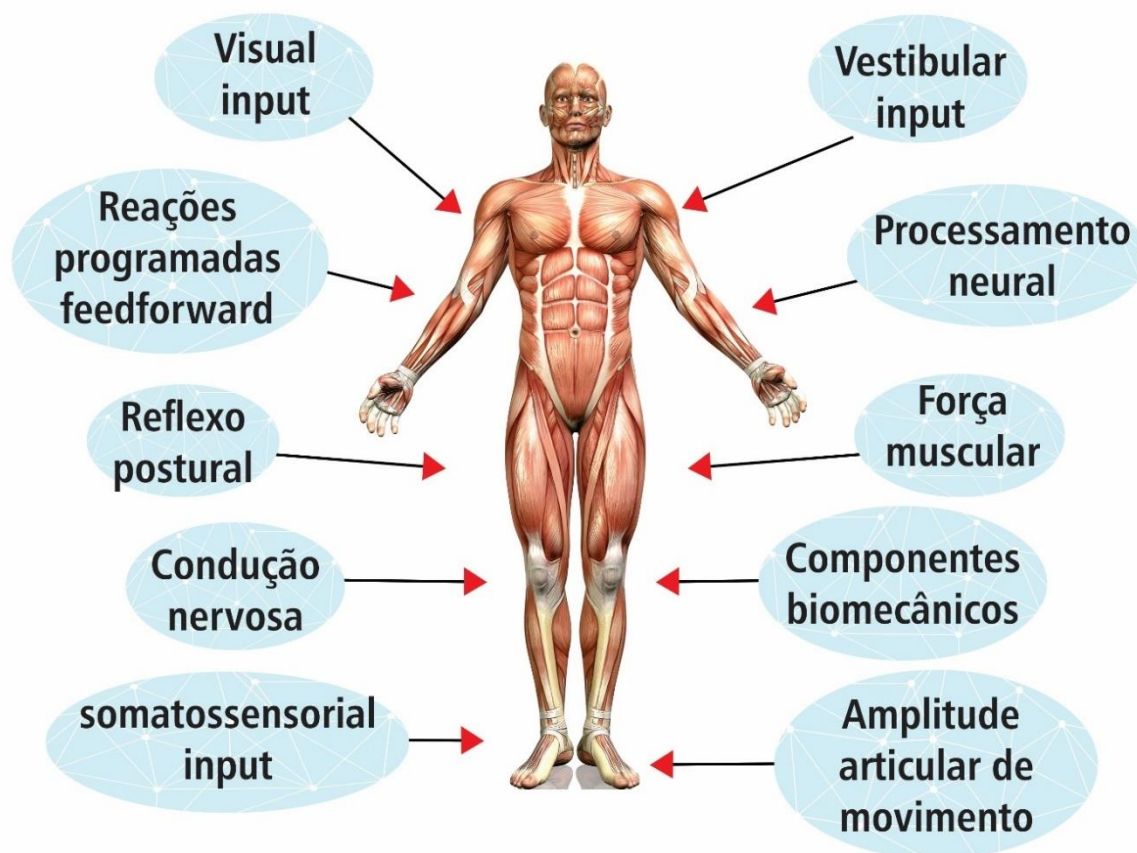


Fonte: a autora (2024), adaptado de PALMIERI et al. (68) e Hof et al. (69).

Nota: Bipodal (Painel A); unipodal (Painel B); e tandem (Painel C). Na postura em apoio bipodal a base de suporte ML é duas vezes maior que nas posturas unipodal e tandem. Na postura tandem, a base de suporte anterior/posterior é maior do que na postura bipodal e unipodal. A postura unipodal tem o menor base de suporte nas direções AP e ML.

Sistema de controle postural: o sistema de controle postural envolve uma interação complexa entre os sistemas musculoesquelético e neural (Figura 6). O sistema de controle postural tem duas funções principais: (1) garantir que o equilíbrio seja mantido; (2) fixar a orientação e a posição dos segmentos corporais, que servem como sistema de referência, para que a percepção e a ação precisas ocorram com relação ao ambiente externo (70,68,71).

Figura 6. Representação do Sistema de Controle Postural envolvendo a integração entre os sistemas musculoesquelético e neural.



Fonte: a autora (2022).

Especialização hemisférica: inicialmente, estudos prévios de Rogers, Zucca e Vallortigara (72) conferiram papéis específicos para cada hemisfério cerebral em condições ambientais previsíveis e imprevisíveis. Essa especialização extrapolada para o controle motor de membros superiores conforme proposto por Sainburg (2), mostrou que em indivíduos destros e saudáveis, o hemisfério cerebral esquerdo (HCE) é especializado em processos preditivos que refletem na maior eficiência de explorar a coordenação intersegmentar dos membros para garantir a precisão da trajetória e o planejamento dos movimentos quando as condições são consistentes e previsíveis. Por outro lado, o hemisfério direito (HCD) é especializado em mecanismos de controle de impedância, especificamente na correção de erros em condições ambientais imprevisíveis.

Dominância: é o fenômeno no qual um hemisfério cerebral desempenha o papel principal em relação a uma função. O termo “dominante” em estudos sobre o controle motor, baseou-se no paradigma de lateralização do cérebro para as funções motoras, que infere especialização dos hemisférios cerebrais para determinadas tarefas (72,73). A lateralização do cérebro, propõe especialização do hemisfério esquerdo (dominante) para padrões bem estabelecidos de comportamento realizados em condições ambientais familiares, e uma especialização do hemisfério direito (não dominante) para responder a eventos ambientais imprevistos (6,74,72). A partir do modelo de lateralização motora, o termo “dominante”, foi claramente utilizado em estudos experimentais, que testaram os membros superiores (2,6,1,75,76). Esses estudos, associaram o HCE (membro superior direito), como especializado no controle de movimentos, por meio de mecanismos preditivos mais eficazes sob condições mecânicas consistentes e estáveis. Já o HCD (membro superior esquerdo), como o especializado no controle de impedâncias, o que confere estabilidade quando as condições mecânicas são imprevisíveis, inesperadas (77,78,79,5,80,2). A especialização dos hemisférios refletida no comportamento motor, foi observada na diferença da precisão quando analisadas as trajetórias e erro de posição quando comparado o membro direito versus esquerdo em tarefas de apontar (81,82,76,83,84). O termo “dominante”, para tarefas motoras que envolvam os membros superiores, foi muito bem documentado a partir de estudos experimentais que corroboraram com o modelo da lateralização do cérebro para as funções motoras. Entretanto, quando os pesquisadores testaram o modelo da lateralização motora para membros inferiores em tarefas posturais em pessoas sem comprometimento neurológico, não foram obtidos resultados robustos que corroborassem com esse modelo (11,10). Por esses motivos, será utilizado o termo “Preferência Lateral” para fazer referência ao uso de um dos membros inferiores escolhido com maior frequência na execução das tarefas de equilíbrio.

Preferência lateral: descreve uma função assimétrica, ou seja, uso desigual dos membros para as tarefas motoras. Denota a escolha pelo uso de um determinado lado (direito x esquerdo) ou ambos (ambidestria) e é multifatorial (desempenho, segurança, confiança, hábito, genética, contexto, tarefa, cultura etc.). Subjetivamente, fala-se de preferência de mão ou preferência de pé. Em relação ao controle motor, existem preferências e assimetrias de desempenho entre os lados direito e esquerdo.

Por exemplo, selecionamos um dos olhos como preferido para tarefas motoras de mira, umas das mãos para tarefas de apontar, e um dos pés para chutar uma bola, para citar apenas alguns exemplos. Essas preferências laterais estão frequentemente associadas a assimetria de desempenho, que correspondem a uma performance superior com um dos lados do corpo em relação ao lado contrário. Entretanto, as preferências laterais e assimetrias de desempenho motor, são duas dimensões distintos da lateralidade humana (85).

Lateralidade: Teixeira (90, p. 298-299), assevera que “é um conceito abrangente, que envolve diferentes aspectos dos seres vivos relativos aos hemisférios direito e esquerdo do corpo. O aspecto cognitivo está envolvido na localização de objetos no espaço, por meio de um sistema de coordenadas espaciais intrínsecas ao corpo, a partir da linha sagital mediana do corpo. A linha sagital mediana divide a localização entre o que se encontra do lado direito e do lado esquerdo do corpo. Outro aspecto da lateralidade é a dimensão assimétrica da estrutura física entre os lados do corpo, relacionados ao comprimento, densidade óssea, força, massa muscular, estrutura neural dos hemisférios cerebrais etc.”

Preferência lateral vs. assimetria de desempenho: A preferência lateral se distingue da assimetria de desempenho, de forma que a preferência por uma das mãos (direita ou esquerda) é escolhida preferencialmente em relação a outra mão para executar uma determinada tarefa motora. O desempenho, significa que uma tarefa motora é desempenhada de forma mais eficiente com uma das mãos quando comparada com a mão contralateral, independente da preferência lateral (85). A assimetria de desempenho motor, como por exemplo em tarefas manuais é específica à tarefa, sem correlação com a preferência lateral (86).

2.3 SINERGIAS NO CONTROLE MOTOR

2.3.1 Variabilidade motora: a precursora para a hipótese *Uncontrolled Manifold*

Antes de iniciar a revisão aprofundada sobre as forças de sinergias e hipótese *Uncontrolled Manifold*, é interessante entender como a variabilidade motora se tornou a base para os estudos sobre a sinergia. A variabilidade motora atualmente é considerada uma característica crucial e funcionalmente importante dos movimentos biológicos e não mais simplesmente como resultado de um “ruído” dentro do corpo (para revisão, ver 92). Um estudo comparando a variabilidade dos braços de açougueiros novatos e experientes, mostrou que a variabilidade motora elevada da postura e do movimento do braço aumentaram com a experiência, enquanto a baixa variabilidade motora foi observada em trabalhadores com dor crônica (88). Esse estudo sugere que uma alta variabilidade está associada aos movimentos saudáveis e representam uma especialização do gesto motor. Especificamente em tarefas de equilíbrio, uma oscilação postural muito baixa pode ser vista em pacientes com doença de Parkinson em estágio avançado (89) que apresentam capacidade seriamente comprometida de manter a postura vertical.

O estudo clássico de Nikolai Bernstein, sobre martelagem por ferreiros profissionais (90), produziu o conhecimento base para a compreensão atual da variabilidade motora. Nesse estudo clássico, Bernstein estudou ferreiros profissionais e descobriu que a alta variabilidade no espaço dos ângulos articulares em ensaios repetitivos estava associada à baixa variabilidade da trajetória do martelo. Esses profissionais eram indiscutivelmente os mais bem treinados para executar o movimento de bater no cinzel (segurado pela mão não dominante) com o martelo movido pela mão dominante. Então, se houvesse uma solução ótima para o problema da redundância cinemática, esses profissionais eram os mais apropriados para descobri-la. Bernstein relatou alta variabilidade motora no nível de trajetórias articulares individuais e da ponta do martelo. Sua observação mais surpreendente foi que a variabilidade da ponta do martelo era muito menor em comparação com a variabilidade das trajetórias articulares individuais. Partindo do pressuposto que o cérebro não conseguia enviar sinais para o martelo, apenas para os músculos que produziam rotações articulares.

Como é que os sinais para os músculos produziam trajetórias altamente variáveis das articulações, enquanto a trajetória do martelo produzida por essas rotações articulares era muito menor e precisa? A partir desse experimento, Bernstein introduziu a noção de uma sinergia cinemática estabilizando a trajetória do martelo por meio de trajetórias articulares covariantes, que se tornou a base da hipótese *Uncontrolled Manifold* (42).

2.3.2 Sinergias no desempenho do controle motor

Sinergia tem origem do grego “synergos” e significa “trabalhar juntos”. Historicamente, a palavra sinergia foi usada por São Gregório Palama (séculos XIII-XIV), para descrever a ação combinada de Deus e do Homem para a salvação do Homem. O processo de colaboração entre Deus e o homem, se deu de forma que Deus em sua grandiosidade destinou mais ajuda aos homens de pouca fé, e destinou menos ajuda aos homens de muita fé para alcançar o mesmo resultado (para revisão, ver 51).

Para Nikolai Bernstein, a sinergia, especificamente para a produção de movimentos, foi associada no nível de processamento denominado “O Nível de Sinergias e Padrões ou Nível Tálamo-Pallidar”. Bernstein associava a organização hierárquica de sinergias ao funcionamento no nível dos gânglios da base e do tálamo. Observações recentes de padrões motores em pacientes com distúrbios dos gânglios da base corroboraram com esse insight (para revisão, ver 51). Recentemente, foi verificado que o córtex motor primário dos hemisférios cerebrais direito e esquerdo, estão associados com a melhora das sinergias motoras bilaterais em tarefas de controle de força de preensão manual bimanual em adultos jovens saudáveis (91). Além disso, Park et al. (40), ao investigar as forças das sinergias em pacientes com atrofia olivo-ponto-cerebelar, descobriram que os pacientes apresentaram menores forças máximas, maiores índices de interdependência dos dedos (escravização), menores índices de sinergias multidedos para estabilizar a força total em tarefas de quatro dedos e uma capacidade prejudicada dos ajustes sinérgicos antecipatórios. Esse estudo sugere, que o cerebelo está envolvido na seleção das sinergias estabilizadoras em tarefas motoras.

Bernstein descreveu as duas funções principais das sinergias: 1) agrupamento de músculos e garantia de estabilidade dinâmica dos movimentos,

ambas associadas à redundância motora; 2) encontrar os padrões de controle neural e garantir a estabilidade com a ajuda de ciclos de feedback para garantir a estabilidade das variáveis relevantes para o sistema de controle motor (92,93). Essas funções têm como principal objetivo amenizar o problema da redundância motora usando uma variável de controle por grupo muscular (92).

A partir dos estudos de Bernstein, Latash (51) definiu que sinergias para o controle motor representam mecanismos neurais que “trabalham juntos” para garantir a estabilidade dinâmica dos movimentos no mundo imprevisível e em constante mudança, por meio de ajustes co-variados de variáveis elementares definidas em espaços de alta dimensão. Bernstein foi indiscutivelmente o primeiro a observar que cada movimento natural envolve numerosos elementos em múltiplos níveis de análise cinética, cinemática, ativação muscular etc. Recentemente, o problema dos graus de liberdade, postulado inicialmente por Bernstein, foi questionado com base no conceito do princípio da abundância motora², que prevê os muitos graus de liberdade não como um “problema de redundância motora” mas sim, como um design útil que surgiu no processo de adaptação que permite garantir a estabilidade de múltiplas variáveis de desempenho por meio da combinação de várias possibilidades de coordenação de movimentos de uma maneira específica para cada tipo de tarefa motora (61,94).

Os vários graus de liberdades, proporcionados pelas articulações e músculos, permitem muitas soluções para a resolução de uma mesma tarefa, ou seja, abundância motora (94,61). A abundância permite ao sistema nervoso aplicar várias soluções que são igualmente capazes de executar uma tarefa motora. Entretanto, essas muitas opções eram vistas como um problema dos muitos graus de liberdade articulares, levantando o seguinte questionamento: como o sistema nervoso aplica as opções para a resolução de uma tarefa motora dentre infinitas possibilidades?

Bernstein (90), observou, por meio de uma tarefa de martelar repetidamente, que durante as várias tentativas as pessoas eram capazes de cumprir o objetivo da tarefa motora (acertar o alvo), entretanto, a variabilidade das trajetórias articulares foi grande e, ao contrário as trajetórias da ponta do martelo exibiam variabilidade baixa, ou seja, as pessoas nunca produziam exatamente o mesmo movimento entre tentativas. A variabilidade das trajetórias foi interpretada como uma flexibilidade do

² Princípio da abundância: quando muito mais elementos do que o necessário participam na atividade de uma unidade estrutural no que diz respeito a cada tarefa (94).

sistema nervoso em utilizar a abundância motora dos graus de liberdade no sistema musculoesquelético para a resolução da tarefa.

Os vários graus de liberdade proporcionados pelas articulações e músculos permitem várias soluções, o que representa um “problema” para o sistema de nervoso em escolher essas várias possíveis soluções. Bernstein (92) chegou à conclusão de que o sistema nervoso utiliza uma estratégia para simplificar o controle de vários graus de liberdade por meio do acoplamento ou agrupamento de variáveis de saída no nível cinemático. Essa proposição foi baseada em observações experimentais de que múltiplos ângulos articulares parecem ser controlados juntos ao invés de independentes durante as tarefas motoras. Essa redução para simplificar o controle dos muitos graus de liberdade articulares (acoplamento ou agrupamento), reflete uma redução dos graus de liberdade ao nível dos circuitos neurais que ativam os músculos, mecanismo associado às sinergias musculares (31).

A partir do modelo proposto por Latash (2008), para afirmar que há sinergia são necessários três pré-requisitos: (1) compartilhamento, situação na qual todos os elementos devem contribuir para uma tarefa específica; (2) compensação de erros, garante que se um elemento produz mais ou menos do que sua contribuição esperada, outros elementos devem mostrar mudanças em suas contribuições de modo que a tarefa seja realizada de forma adequada; (3) dependência da tarefa, representa a capacidade de uma sinergia de mudar seu funcionamento de uma maneira específica de acordo com os requisitos específicos de cada tarefa motora (Figura 7).

Figura 7. Três principais componentes para afirmar a existência de sinergias durante uma tarefa motora.



Fonte: a autora (2022), adaptado de Latash (50)

No pré-requisito de compartilhamento, para uma tarefa de recuperar o controle do equilíbrio postural após uma perturbação inesperada na base de suporte no sentido AP, os músculos posturais compartilham a tarefa de neutralizar a força da gravidade. Nessa tarefa, quando o corpo é movido para frente (resultado da perturbação), ativações musculares corretivas (produção de força) serão necessárias na parte posterior do corpo para recuperar o equilíbrio postural. Um padrão de compartilhamento de força pode ser quantificado para este exemplo de forma semelhante, ou seja, como as porcentagens da força muscular total necessária produzida por cada músculo. Para afirmar que existe a compensação de erro, alguns dos músculos envolvidos poderiam apresentar déficits em sua ativação, e como uma das consequências, produzindo menor força do que o ideal, os outros músculos redistribuiriam sua produção de força, dessa forma o objetivo da tarefa de recuperar o equilíbrio seria eficiente. A dependência da tarefa é caracterizada pela capacidade do sistema nervoso em modular respostas motoras de acordo com a especificidade da tarefa. Dessa forma, ao invés da perturbação ser no sentido AP, agora a perturbação seria inesperadamente no sentido pósterio-anterior. Para garantir o último pré-requisito, os músculos anteriores devem ser capazes de gerar contração a ponto

de garantir a recuperação do equilíbrio de forma eficiente de acordo com a nova especificidade da tarefa motora.

A habilidade do sistema de controle em gerar ajustes sinérgicos cinemáticos de acordo com as demandas da tarefa, foi testado por WISSING et al. (95), no qual os participantes mostraram reorganização das configurações articulares que diferiam das configurações articulares usadas para mover o alvo com a mão direita (dominante) em condição estacionário original, quando aplicada mudança inesperada de alvo. Isso mostra a flexibilidade do sistema de controle para gerar uma nova sinergia de acordo com as demandas da tarefa, gerida por processos *feedback* e *feedforward* no planejamento de ações motoras ajustadas. Essa flexibilidade do sistema em realizar os ajustes de acordo com a demanda da tarefa envolve o mecanismo denominado de ajustes sinérgicos antecipatórios (ASAs).

2.3.3 Ajustes sinérgicos antecipatórios (ASAs)

Manter a estabilidade de uma ação motora é um desafio crítico para o controle motor saudável. O maior desafio é a transição entre estados motores para atingir o objetivo da tarefa. Um sistema de controle motor que maximiza a estabilidade de seu estado atual não pode fazer a transição entre estados motores com destreza. No entanto, o sistema de controle motor resolve rotineiramente o conflito estabilidade-destreza e muda rapidamente o comportamento atual, sem permitir que se torne instável antes da transição desejada (51,96). Vários investigadores mostraram que maximizar a estabilidade não é desejável quando é necessário um comportamento adaptativo que exija transição entre estados motores para atingir os objetivos da tarefa (97,98,99). A destreza é a capacidade de fazer a transição rápida entre estados motores em resposta às mudanças nas demandas da tarefa (100) e é contrária à estabilidade (para revisão, ver 107). A função dos ASAs é gerir o conflito entre destreza e estabilidade e o tempo para o início dos ASAs reflete a agilidade do sistema de controle para realizar a transição entre estados motores (101). Quando uma pessoa está se preparando para uma ação rápida a partir de um estado estacionário, o índice de sinergia cai antes do início da ação. Os ASAs representam uma estabilidade controlada que permite combinar estabilidade durante o estado estacionário e agilidade na transição para uma ação rápida.

O controle sinérgico intacto envolve dois aspectos: garantir a estabilidade das ações; e atenuar a estabilidade na preparação para uma ação rápida (ajustes sinérgicos antecipatórios - ASAS) (51,102). Existem dois tipos de ASAS: (1) o primeiro representa uma queda duradoura no índice de estabilidade em condições em que uma ação rápida pode ser necessária, mesmo quando não ocorre nenhum sinal para a ação (96). Por exemplo, um jogador de vôlei comumente apresenta um aumento na oscilação postural em preparação para um saque poderoso do time adversário; (2) o segundo é cronometrado próximo ao início da ação em condições em que a pessoa executa uma ação rápida de maneira individualizada (103).

O ajuste sinérgico antecipatório, foi observado tanto para a produção precisa de força com vários dedos (103,104,41,105) quanto para tarefas posturais multimusculares envolvendo mudanças rápidas do CP (106,107,108,109). Os ASAS representam uma queda no índice de sinergia, ou seja, na estabilidade do estado motor atual, que inicia em 150-400 ms antes do início de uma ação rápida. Durante tarefas de corpo inteiro em tarefas posturais verticais, os ASAS representam mudanças em um índice de sinergia multimuscular que estabiliza a coordenada CP. Tais mudanças podem ser observadas em pessoas jovens e saudáveis cerca de 200–300 ms antes do início da ação (106,107,110). Os ASAS geralmente são testados em tarefas em que uma mudança de transição motora é conhecida (106,107,110,111), entretanto, os ASAS também ocorreram em tarefas isométricas de produção de força com vários dedos para testes em que mudanças de força de direção e tempo desconhecidos eram esperadas (96).

Ajustes sinérgicos antecipatórios parecem ser sensíveis à dominância dos membros superiores. Zhang et al. (112) testaram uma generalização desta hipótese usando a abordagem UCM para avaliar quantitativamente se as sinergias multidedos são especializadas para estabilização de desempenho para o braço não-dominante e para controlar suas mudanças rápidas no braço dominante. Para este propósito, os autores realizaram uma análise quantitativa das sinergias multidedos envolvidas em tarefas de produção de força isométrica dos dedos em pessoas destros. Levantou-se a hipótese que a mão dominante seria capaz de evitar a desestabilização da força durante pulsos de forças rápidos, enquanto a mão não dominante, mostraria melhor estabilização da força isométrica em estado estacionário. Os resultados mostraram, diferenças entre as mãos que surgiram durante o aumento da força: a mão esquerda (não dominante) mostrou uma queda antecipatória significativamente maior no índice

de sinergia comparada à mão direita (dominante). Partindo do pressuposto que a queda no índice de sinergia que antecipa uma tarefa motora, representa a eficiência de resolver o problema entre estabilidade/destreza e muda rapidamente o comportamento atual, sem permitir que se torne instável antes da transição desejada (51,96), o HCD pode estar associado à agilidade de transição entre estados motores. Nesse sentido, pode-se esperar ASAs diferentes entre os membros do corpo de acordo com a lateralidade.

2.3.3.1 Ajustes sinérgicos antecipatórios em tarefas de equilíbrio postural

Estudos prévios interessados em investigar os ASAs em tarefas posturais, em preparação postural mediante ação/perturbação voluntária, identificaram dois estágios de ajustes posturais *feed-forward*: (1) ajustes posturais precoces (EPAs) são observados dentro de alguns 100 ms e (2) ajustes posturais antecipatórios (APAs) ocorrem 80–100 ms antes do início de uma ação voluntária (106,107). Os ASAs refletem mudanças iniciais de um índice de covariação entre variáveis que refletem a ativação muscular, enquanto os APAs refletem mudanças iniciais na média dos níveis de ativação muscular das tentativas. O propósito assumido dos ASAs é modificar a estabilidade das variáveis de desempenho, enquanto o propósito dos APAs é alterar as magnitudes dessas variáveis. Foi assumido que os APAs produzem torques e forças articulares que minimizam a perturbação da postura vertical (113,114). Demonstrou-se que as características dos APAs dependem de uma série de fatores, incluindo a magnitude e a direção da perturbação esperada, a magnitude do movimento pretendido e as características da tarefa postural, em particular a estabilidade postural (115,116,117).

Para testar a possível existência dos APAs e EPAs em ações posturais, Krishnan et al. (110), investigaram esses ajustes posturais antecipatórios em preparação a perturbações externas previsíveis com inclinações da base de suporte para cima e para baixo, enquanto um pêndulo impactava os ombros dos participantes. Os autores encontraram que os EPAs foram observados 400-500 ms e os APAs, 100-150 ms antes do impacto. O índice de sinergia multimusculares apresentou duas quedas (ajustes antecipatórios de sinergia, ASAs), antes do EPA e do APA em cada sujeito. Esses resultados sugerem que os ajustes posturais *feed-forward* EPAs e APAs, representam uma sequência de dois fenômenos e se enquadram em um

esquema hierárquico, e cada um deles é precedido por ASAs que reduzem a estabilidade de uma variável que deve ser ajustada durante os EPAs e APAs.

Durante a posição estacionária, os músculos posturais apresentam altos índices de covariação, estabilizando variáveis como por exemplo, as coordenadas CP (110,107). Se for necessário que um sujeito produza uma ação rápida durante uma tarefa postural dinâmica a partir de um estado estacionário, os índices de queda de covariação são atrasados até o início da ação (109).

Os tempos de EPA e APA podem sofrer alterações de acordo com a idade, com respostas mais precoces nos indivíduos jovens em comparação com os indivíduos mais velhos em tarefas posturais que exijam estabilização do CP (109). Wang et al. (118), descobriram que idosos apresentaram EPA e APA atrasados e tiveram menor capacidade de produzir índices de sinergias para estabilizar as coordenadas do CP comparados aos adultos jovens durante a preparação para o passo em perturbações externas da superfície. Mudanças nos índices de sinergia podem apresentar desafios para o controle de preparação postural em perturbações externas em idosos.

A seleção apropriada dos ajustes posturais antecipatórios, ocorre por áreas cerebrais específicas. O lobo frontal, incluindo o córtex pré-frontal, área motora suplementar, área pré-motora e área motora primária, desempenham um papel crucial no controle postural dinâmico como a preparação para perturbação do equilíbrio (119). Durante a postura em pé, a excitabilidade cortical é aumentada (120) e os ajustes posturais são modulados principalmente pela atividade da porção pré-frontal do córtex cerebral (121,119). Descobriu-se que a trajetória do CP antes da perturbação postural para trás induzida por repetidas translações da plataforma para frente em adultos saudáveis, foram correlacionadas com os potenciais de EEG frontais (122,123).

Os hemisférios cerebrais parecem desempenhar funções assimétricas na seleção apropriadas dos APAs. Com a hipótese de que o controle de correções posturais antecipatórias poderia não ser uma função cerebral inter-hemisférica simétrica, Cioncoloni et al. (124), submeterem jovens saudáveis com preferência lateral direita para membro superior e inferior, para realizarem a tarefa postural de manter-se em posição em pé antes e após intervenção contínua de estimulação Theta Burst (cTBS) aplicada no córtex motor primário dominante (M-1 esquerdo) ou não dominante (M-1 direito). Os autores mostraram que quando os participantes esperavam uma translação de plataforma para frente, o CP na direção AP foi

posicionado significativamente para trás após estimulação no M-1 dominante. Ao contrário, após a estimulação no M-1 não-dominante, fez com que o CP AP fosse posicionado significativamente para frente, quando os participantes se concentraram na mesma tarefa. Este estudo sugere uma assimetria funcional entre as duas áreas motoras primárias homólogas, com o hemisfério dominante desempenhando um papel crítico na seleção da estratégia antecipatória de controle postural apropriada.

Nesse mesmo contexto, Song et al. (125), investigaram as diferenças APAs, em postura unipodal em participantes na maioria com preferência para o pé direito (2 para o esquerdo), em dupla tarefa de postura e cognição. Os resultados mostraram que na condição de dupla tarefa com o apoio do membro inferior não preferido no solo, o início da APA foi atrasado e a amplitude diminuiu, o que resultou em um aumento na duração do período da APA. Além disso, o número de componentes identificadas pela análise de componentes principais dos ângulos articulares diferiu de acordo com o membro preferido. Essas descobertas sugerem que a coordenação articular dos APAs, podem sofrer interferência de acordo com a preferência lateral. Entretanto, esse tópico poderia ser mais bem esclarecido, fazendo a relação entre o quanto a preferência lateral está envolvida nos APAs para o controle de uma variável de performance (por exemplo o CM), importante para o sistema de controle motor por meio da covariação entre as variáveis elementares (por exemplo, as articulações).

Como é possível medir as forças de sinergias? A abordagem *Uncontrolled Manifold (UCM)*, desenvolvida por Scholz & Schoner (42), permite quantificar as sinergias motoras (para revisão, ver 50). A partir do conceito que as sinergias representam mecanismos neurais para garantir a estabilidade dinâmica dos movimentos (51), a ideia de estabilidade específica da tarefa foi desenvolvida na Hipótese UCM, para medir quantitativamente as sinergias (42,48).

2.3.4 Abordagem *Uncontrolled Manifold (UCM)*

A abordagem UCM compartilha certas características semelhantes com ACP. Uma grande diferença é que a ACP, identifica as direções e magnitudes dos eixos principais descrevendo uma distribuição de pontos de dados. No entanto, não relaciona a distribuição de ponto de dados em relação às características do desempenho de uma variável de desempenho importante de controle para o sistema nervoso. Já a abordagem UCM sempre analisa comportamento de um conjunto de

dados com respeito a uma hipótese de controle específica, para descobrir quais variáveis o sistema estabiliza preferencialmente (47). Um dos pontos mais desafiadores para usar a abordagem UCM para analisar um sistema multielementos, é sem dúvidas estimar o Jacobiano (J) do sistema, ou seja, estimar um conjunto de coeficientes que descrevem como pequenas mudanças nas saídas de elementos individuais são refletidas na magnitude de uma variável de desempenho selecionada. Isso é formalizado como uma matriz de derivadas parciais da variável selecionada com relação às saídas dos elementos (47).

Como descrito anteriormente, as sinergias representam mecanismos neurais que “trabalham juntos” para garantir a estabilidade dinâmica dos movimentos (51), nesse sentido, a abordagem UCM, usando índices de variância entre ensaios repetidos, mede a estabilidade dinâmica dos movimentos. A hipótese UCM sugere que o controlador (sistema nervoso central) pode garantir a estabilidade desejada de uma variável de desempenho importante, agindo em um espaço de variáveis elementares e permitindo quantidades relativamente grandes de variância entre ensaios dentro de um espaço onde esta variável de desempenho se mantém estável (espaço UCM para essa variável) em comparação com a quantidade de variação dentro do espaço ortogonal (ORT) ao espaço UCM (50).

O espaço total das variáveis elementares é dividido em dois subespaços: 1) a variância que ocorre no subespaço UCM (V_{UCM}) – subespaço de movimento que não afeta as variáveis controladas, ou seja, variáveis de desempenho; 2) a variância que ocorre no subespaço ortogonal (V_{ORT}) ao UCM de movimento que afeta as variáveis de desempenho (42,47). Numa análise mais aprofundada, estes dois índices de variância são reduzidos a um índice de sinergia, que confirma (ou refuta) uma sinergia estabilizando a variável de desempenho (47,48,126).

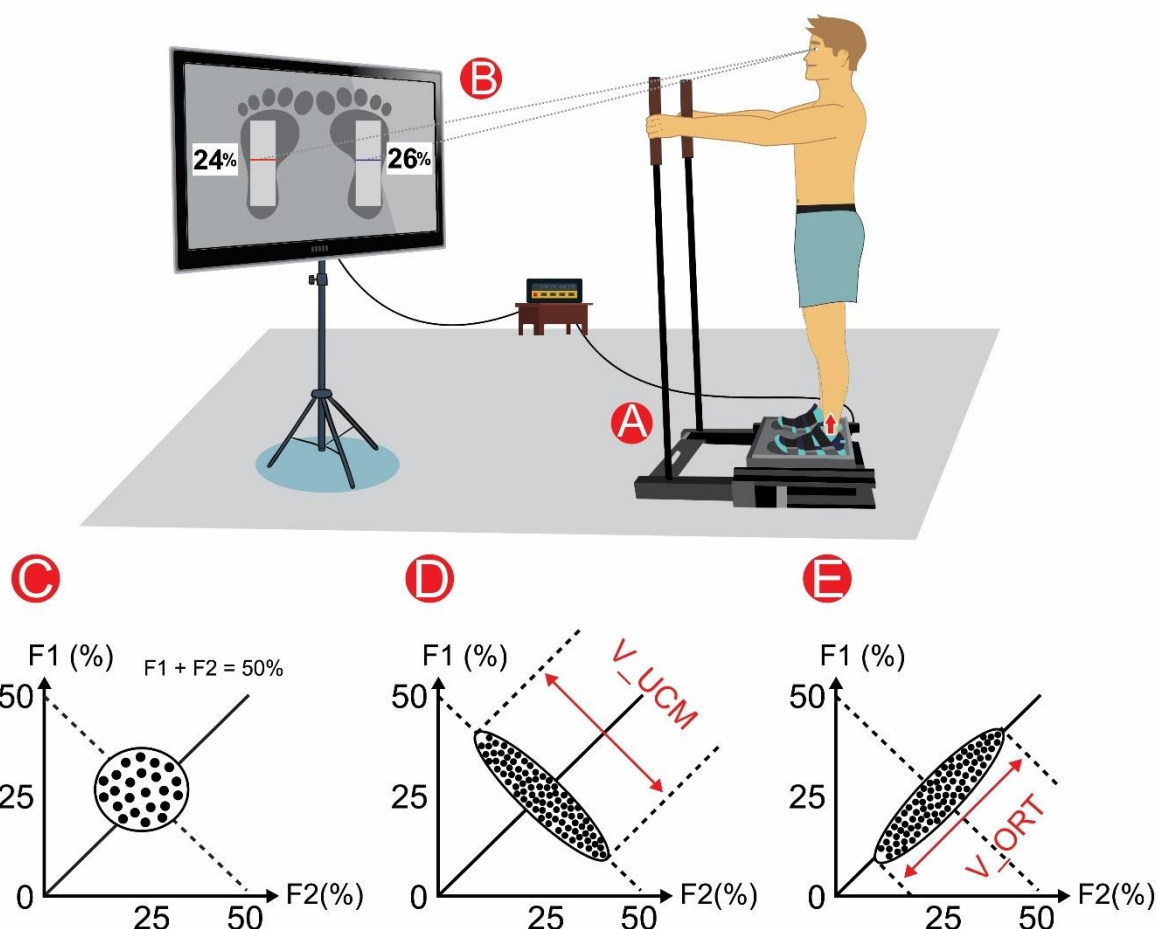
As sinergias são quantificadas por meio de um índice (ΔV) que reflete as diferenças normalizadas entre V_{UCM} e V_{ORT} , ambos por grau de liberdade nos subespaços correspondentes. O índice de sinergia (ΔV) adotado para a presente tese, foi definido com base em Latash (50), definido por:

$$\Delta V = \frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{total}} \quad (1)$$

em que V_{total} é a variância total por dimensão dentro do espaço de variáveis elementares (para revisão, ver 92). Valores de índices positivos indicam uma sinergia (há uma força de sinergia estabilizadora), valor zero indicam uma não-sinergia ou negativo indicando uma não sinergia, mas a distribuição dos pontos de dados pode refletir uma sinergia em relação a outra variável de desempenho. Teoricamente, se V_{UCM} for significativamente maior que V_{ORT} , pode-se concluir que existe uma sinergia que estabiliza a variável de desempenho selecionada, ou seja, que a hipótese de controle de sinergia foi confirmada (para revisão, ver LATASH, 2008). Múltiplas tentativas de um movimento, e a análise entre as múltiplas tentativas, é a base da abordagem UCM. A partir de todo o conceito pode-se pensar que a falta de estabilidade está associada aos valores aumentados de V_{ORT} em relação ao V_{UCM} , entretanto, estudos clínicos confirmaram a importância de altas magnitudes de V_{UCM} , mostrando que os baixos índices de estabilidade observados em certos grupos de pacientes neurológicos estão associados principalmente a baixas magnitudes de V_{UCM} , e não a grandes magnitudes de V_{ORT} (51). Índices de sinergias podem potencialmente refletir processos neurofisiológicos em diferentes níveis do eixo neural. Park et al. (41), descobriram índices de sinergia mais altos na mão esquerda (não dominante) durante a produção de força em estado estacionário no grupo controle e em pessoas com Parkinson, sugerindo que esses resultados são compatíveis com a hipótese de dominância dinâmica de Sainburg (127), que é baseada principalmente em mecanismos corticais.

Para uma explicação mais didática e prática, vamos supor que a tarefa motora seja manter a força de flexão plantar em 50% normalizada pela contração voluntária máxima, conforme ilustrado na Figura 8 (adaptado de 50). Para atingir o objetivo da tarefa, há infinitas possibilidades de combinações de força (F_1 , F_2), proporcionado pela abundância motora entre os membros inferiores, para satisfazer o objetivo da tarefa: $F_{TOTAL} = F_1 + F_2$. Após um tempo de prática, o participante será capaz de realizar a tarefa com maior facilidade e precisão. Imagine que esse experimento será repetido 100 vezes com um minuto cada. Cada tentativa pode ser caracterizada por dois valores de força, ou seja, duas variáveis elementares produzidas por cada membro inferior.

Figura 8. Exemplo ilustrativo de supostas nuvens de pontos de dados medidos em várias tentativas do experimento.



Fonte: a autora (2002) adaptado de Latash (50).

Nota: (A) equipamento utilizado para medir a força de flexão plantar; (B) *biofeedback* visual referente a aplicação de força de flexão plantar; (C) nuvem de pontos em formato circular; (D) representação de uma sinergia não afeta a força total; (E) variância ao longo da linha contínua, indicando que a força total é desestabilizada, ou seja, não há sinergia de estabilização da força.

O painel C (Figura 8) mostra uma não sinergia, devido a distribuição circular dos dados, indicando um certo padrão de compartilhamento médio da força total entre os membros inferiores (aproximadamente 50:50). Essa distribuição de dados mostra que, se um dos membros inferiores gera um erro na força total, o outro membro irá reduzir esse erro ou ampliá-lo. Não há compensação de erro entre os membros inferiores, portanto, não há sinergia entre os membros que estabilizaria sua produção total de força.

No painel D, a distribuição de pontos forma uma elipse, que é alongada ao longo de uma linha com inclinação negativa para as forças produzidas pelos membros inferiores, que possuem o mesmo objetivo de manter a força total em 50% em relação a contração voluntária máxima. Nesse caso, há uma compensação de erro, ou seja,

se um membro inferior produzir uma força maior do que sua contribuição média, o outro membro tem maior probabilidade de produzir menos força, reduzindo o erro na força total. Essa forma de distribuição dos dados (painel D) indica uma covariação das forças entre os membros inferiores que estabiliza o valor total da força e é interpretada como uma sinergia. Na abordagem UCM, os pontos que se projetam nessa linha pontilhada indicam que a tarefa é realizada perfeitamente ($F_{TOTAL} = 50\%$). Por outro lado, quando esses pontos se desviam dessa linha, há indicação de erro na produção de força total. Uma sinergia considerada muito forte seria representada por uma nuvem elíptica muito estreita, interpretada de forma que qualquer mudança accidental na força de um membro inferior seria compensada perfeitamente por uma mudança na força do outro membro, de forma que a força total seja sempre mantida muito próxima do objetivo da tarefa motora. Outras formas elípticas ao longo da linha pontilhada também poderiam representar uma sinergia. Por exemplo, uma elipse mais alargada seria considerada como uma sinergia mais fraca em relação a uma elipse mais estreita. A linha pontilhada com inclinação negativa representa a variabilidade dos dados confinadas no subespaço denominado de UCM, ou seja, as duas forças geradas pelos membros inferiores são organizadas em uma sinergia estabilizando a força total.

Outra distribuição elíptica de pontos de dados é ilustrada no Painel E, alongada ao longo de uma linha contínua com inclinação positiva. Nesse caso, se um membro inferior produz uma força maior que sua contribuição média o outro membro tende a produzir uma força maior, o que aumentaria o erro geral na força total produzida. Essa distribuição de dados reflete uma situação na qual as duas forças dos membros covariam de tal forma que a força total é desestabilizada, ou seja, há sinergia que desestabilize especificamente de força. A linha contínua com inclinação positiva representa variabilidade nas forças dos membros que estão confinadas ortogonalmente ao subespaço UCM.

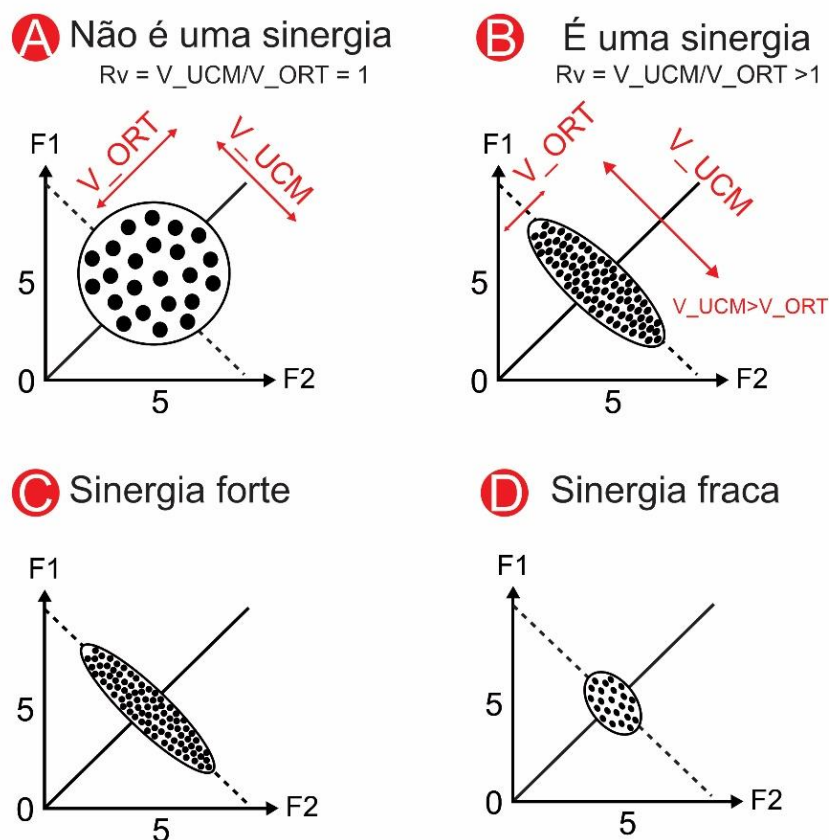
Nesse exemplo, as duas forças de membros inferiores são as variáveis elementares. Um ponto importante para a definição de variáveis elementares é que a escolha deve partir do pressuposto teórico que o sistema nervoso seja capaz de alterar as variáveis elementares independentemente umas das outras, caso contrário a covariação de variáveis elementares pode ser devido a relações mecanicamente acopladas que não são modificáveis pelo sistema nervoso e, portanto, tal covariação não reflete uma estratégia de controle, uma sinergia (50). Assim, o conceito de

sinergia parte do pressuposto de que o sistema de controle postural altera as respostas cinemáticas articulares, ou seja, as variáveis elementares, por meio da coordenação entre as articulações caracterizada por um padrão de compartilhamento entre elas para atingir um objetivo em comum de estabilizar a variável de desempenho, definida como o CM na presente tese. Nos experimentos a variabilidade do desempenho motor será analisada ao longo do tempo da tarefa em postura quieta unipodal e bipodal.

Outro ponto importante para ser levando em consideração na estrutura de uma sinergia é a flexibilidade do sistema em amenizar erros motores. A ação corretiva de um erro comum na saída, envolve a alteração das contribuições de outros elementos envolvidos para minimizar o erro original, e como consequência o erro tem maior probabilidade de ser amplificado por mudanças nas saídas de outros elementos (47). Então, um sistema muito flexível para ajustar erros associados aos movimentos, também pode indicar uma grande flexibilidade associada a maior dificuldade do controlador em manter a tarefa motora, necessitando de maiores correções. Para ilustrar esse aumento de erro juntamente com uma sinergia estabilizadora, a Figura 9, que mostra exemplos de algumas sinergias e não sinergias durante uma tarefa de força bidimensional entre dois dedos.

Figura 9 - Exemplos de sinergias e não sinergias em uma tarefa motora.

Tarefa: $F1 + F2 = 10$



Fonte: a autora (2024) adaptado de Latash, Scholz and Schöner (47).

Nota: Nuvens de dados para a tarefa de pressionar com dois efetores com uma força total de 10 N. (A) Nuvem de pontos em formato circular que corresponde a nenhuma compensação de erro entre os efetores (por definição, isso não é uma sinergia); (B) uma distribuição alongada ao longo do UCM, correspondendo a uma variância maior paralela ao UCM (V_UCM) do que ortogonal ao UCM (V_ORT), com maior indução de erros durante a compensação; (C) e (D), uma melhoria no desempenho pode ser associada a uma sinergia mais forte (C, elipse ao longo do V_UCM maior) ou a uma sinergia mais fraca (D, elipse ao longo do UCM menor).

A explicação sobre os painéis A e D, foram explorados na Figura 8 e no subitem 2.3.2. No momento, os painéis B e C da Figura 9, serão as referências para a explicação da sobre a flexibilidade do sistema. No painel B, ao mesmo tempo que se observa uma variância distribuída ao longo do UCM, observa-se uma elipse aumentada ortogonalmente (V_ORT) ao UCM. Nesse sentido, a flexibilidade do sistema motor em compensar erros indica uma sinergia, mas que também pode representar uma ineficiência dessa compensação que amplia os erros de outros elementos envolvidos nessa correção (47,51). Já o painel C, por não mostrar essa

flexibilidade aumentada projeta a maior parte da variabilidade no subespaço UCM sem aumentar o erro. A projeção dos pontos de nuvens no painel C, demonstra uma forte sinergia com compensação de erro de forma que não aumenta a elipse no subespaço ortogonal ao UCM. Esse comportamento pode sugerir que as forças de sinergias são mais eficientes em estabilizar a variável de desempenho durante a tarefa motora, por induzir aos menores erros por parte dos elementos envolvidos na compensação do erro.

Definir o espaço de variáveis elementares (graus de liberdade) é sem dúvida uma etapa complexa na análise de estabilidade baseada no UCM. Essa etapa é sensível, pois uma escolha feita ao acaso, pode incluir mais graus de liberdades que o necessário, e conseqüentemente inserir variáveis fortemente correlacionadas inflacionando o número de graus de liberdade no modelo. Então, é de extrema importância a noção de como definir quem será a variável elementar e a variável de desempenho. Por exemplo, se a pergunta de pesquisa tiver como objetivo analisar o deslocamento do corpo em postura unipodal, a cinemática de um membro inferior multiarticular, especificamente suas rotações articulares, podem ser vistas como variáveis elementares, enquanto o deslocamento do CP, no espaço externo pode ser vista como uma variável de desempenho. Para a tarefa de segurar um objeto agarrando-o com os cinco dedos da mão humana, as forças e momentos de força produzidos por dedos individuais podem ser vistos como variáveis elementares, enquanto a força total de preensão, a força resultante total e o momento total da força produzida em o objeto pode ser selecionado como variável de desempenho.

O termo variável de desempenho é usado para descrever uma característica particular do resultado global de um sistema biológico multielementos, do qual se espera que desempenhe um papel importante para um grupo de tarefas (50). Selecionar a variável elementar e de desempenho, exige clareza sobre o objetivo da tarefa motora. Na presente tese, a partir do objetivo da tarefa postural, as variáveis elementares foram definidas a partir dos ângulos articulares, e a variável de desempenho, o CM total do corpo. Para definir as variáveis elementares e seus respectivos graus de liberdade articulares para a abordagem UCM nas tarefas de equilíbrio propostas foi desenvolvido o objetivo 1, com base nas análises de componentes principais. O objetivo 1, foi elaborado para investigar a coordenação angular durante o equilíbrio postural unipodal, considerando padrões de coordenação individuais. A partir dos resultados do objetivo 1, foram definidos os graus de liberdade

que explicariam melhor a variabilidade do movimento, e esses graus de liberdade mais relevantes seriam aplicados na análise UCM.

2.3.5 Centro de massa como variável de desempenho e os ângulos articulares como variáveis elementares para regulação do equilíbrio postural

Para a manutenção do equilíbrio postural, os músculos e articulações devem ser coordenados para manter a projeção do CM dentro dos limites de estabilidade, formado pela área total dos pés (44,128,45,46). A trajetória do CM no controle do equilíbrio postural parece ser mais precisamente controlada pelo sistema nervoso do que a covariação estrita de ângulos articulares (31). Algumas pesquisas partiram do pressuposto que para a postura vertical ser mecanicamente estável, o CM precisa estar dentro da base de suporte, tornando a posição do CM, ou sua projeção, a linha de gravidade, uma importante variável de tarefa a ser controlada pelo sistema de controle postural (44,46,128). Isso sugere que a estabilização do CM pode ser o resultado indireto do controle de outras variáveis, por exemplo, a posição das articulações como resultado das diferentes posições dos segmentos corporais (64,29,129,130).

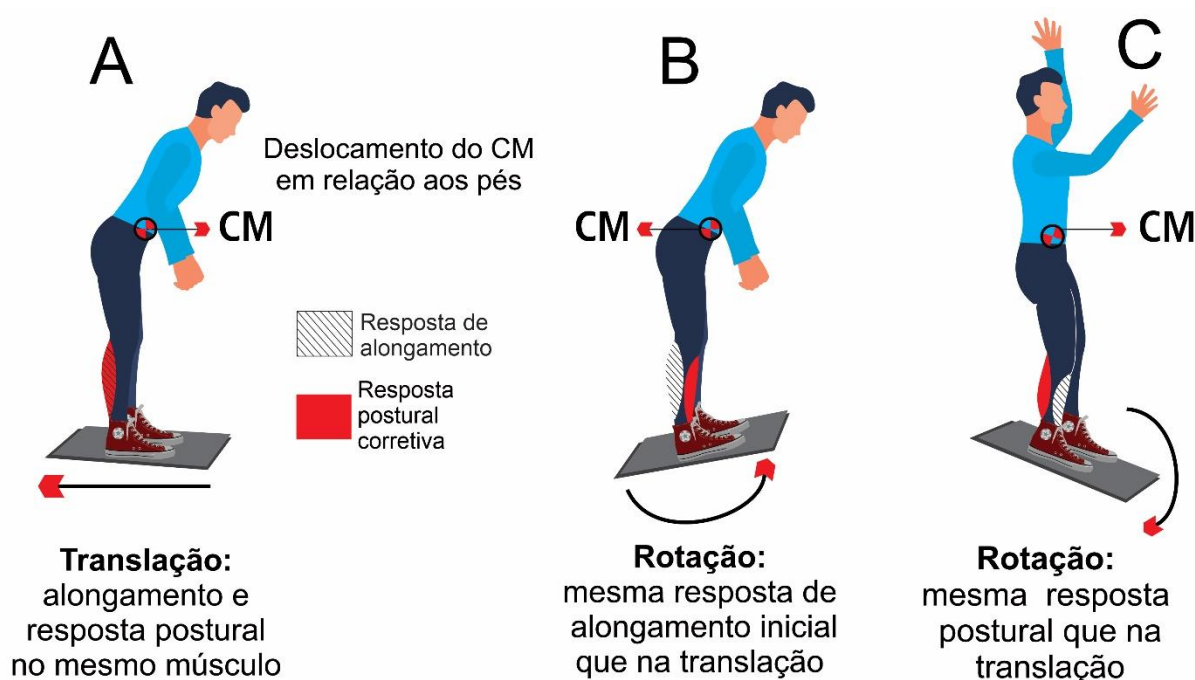
Por definição, o CM é um ponto equivalente a massa corporal total, calculado pela média ponderada do CM de cada segmento do corpo no espaço tridimensional (3D), considerado uma controlada pelo sistema de controle do equilíbrio (30,29). Vários sinais sensoriais locais redundantes, como por exemplo as informações dos fusos musculares e dos sinais sensoriais das solas dos pés, são integrados para formar uma estimativa de algumas variáveis biomecânicas globais importantes para o equilíbrio postural, como a posição do CM. Outra variável biomecânica importante a ser considerada durante o controle do equilíbrio postural é o ponto de aplicação das forças de reação do solo, ou CP. A variabilidade das posições do CP ou do CM são consideradas como medidas de equilíbrio postural (131). É reconhecido que a postura ereta estável fica comprometida quando o CM do corpo é projetado para fora dos limites de estabilidade, de forma que as posições espaciais do CM viáveis para o controle do equilíbrio postural são limitadas (29).

Vários estudos mostraram que os padrões de ativação muscular durante a resposta postural à uma perturbação externa inesperada, não podem ser correlacionados a uma única entrada sensorial (132,133,134,135,136). Para uma

previsão mais fidedigna dos mecanismos de controle cinéticos e cinemáticos do equilíbrio, é necessário utilizar como medida prioritária uma variável que represente a integração de múltiplas entradas sensoriais (31). Neste contexto, o CM é referido como uma das variáveis mais importantes, priorizada pelo sistema de controle postural para manutenção da estabilidade em tarefas posturais (43). A importância do CM é justificada pelo fato de que sua variação ocorre devido ao movimento de todos os segmentos do corpo, regulados pela integração de vários sinais sensoriais, incluindo sinais visuais, vestibulares, proprioceptivos e cutâneos (137). Isso significa que nenhuma entrada sensorial única pode prever com precisão a direção do movimento CM. Além disso, é considerada uma variável referência nos estudos pois apresenta maior fidedignidade na avaliação do equilíbrio postural, mesmo quando diferentes posturas são utilizadas (31).

Experimentalmente, Nashner (137) testou a teoria de que nenhuma entrada sensorial única pode prever com precisão as respostas posturais. O experimento foi aplicado com os participantes na postura ereta em uma plataforma móvel. O estudo consistiu na aplicação de três tipos perturbações por meio de translação da base de suporte no sentido AP (corpo desequilibra para frente) e com rotações para cima e para baixo da base de suporte (Figura 10).

Figura 10 - Comportamento do CM em diferentes tipos de perturbações.



Fonte: a autora (2022) adaptado de Nashner(137).

Nota: (A) Nas perturbações de translação da base de suporte, o alongamento muscular e a resposta postural corretiva ocorrem nos mesmos músculos – tríceps sural; (B) Nas perturbações de rotação da base de suporte, o alongamento ocorre no tríceps sural e a resposta postural corretiva no antagonista, tibial anterior; (C) Nas perturbações da base de suporte para baixo, a resposta postural ocorre no músculo tríceps sural, o mesmo que na translação para trás em A. Em ambos os casos, o CM é deslocado para frente em relação à base de suporte, exigindo ativação do tríceps sural. Portanto, a direção dessa variável não é prevista por um único sistema sensorial e por isso, o CM é considerado o melhor preditor dos padrões de ativação muscular durante as respostas posturais. Abreviaturas: CM, centro de massa.

Na **Erro! Fonte de referência não encontrada.** (painel A), o alongamento e as respostas posturais corretivas ocorrem no tríceps sural, ou seja, gastrocnêmio medial (GM), lateral (GL) e no sóleo (SOL). No painel B, o alongamento ocorre no tríceps sural e as respostas corretivas no tibial anterior (TA). No painel C, o alongamento ocorre no TA e as respostas corretivas no tríceps sural. Em ambos os painéis A e C, o CM é deslocado para frente, entretanto, o alongamento muscular ocorre em músculos diferentes, mas as respostas musculares corretivas funcionais ocorrem no tríceps sural (138,137). Além disso, se para modular as respostas posturais o sistema de controle postural dependesse de uma entrada sensorial única, como por exemplo, informações proprioceptivas dos fusos musculares, a única resposta postural corretiva eficiente, neste experimento, seria observada no painel A. Esse resultado sugere que, para o sistema de controle postural modular o comportamento do CM do corpo inteiro, é necessário considerar a integração dos sistemas visuais, vestibulares proprioceptivos e cutâneos.

Dentro desse contexto, A hipótese do UCM propõe que as variações nas posturas articulares que permanecem dentro do subespaço UCM não afetam a posição do CM ou a deixam estável. As sinergias são responsáveis pela coordenação articular dos muitos graus de liberdade dentro do subespaço UCM. Em princípio, variações dentro desse subespaço não afetam a variável da tarefa (CM) e podem ser deixadas sem controle; portanto, o termo "*uncontrolled*" (50). No entanto, variações nas posturas articulares projetadas no espaço ortogonal ao UCM, denominado de V_{ORT} , corresponde aos movimentos que afetam a variável da tarefa (CM), associado com a habilidade diminuída de explorar os graus de liberdade articulares (50). Questões sobre o grau de estabilização da posição do CM, portanto, podem ser tratadas comparando-se variações nos dois subespaços, ou seja, dentro do UCM (V_{UCM}) e no subespaço ortogonal (V_{ORT}).

Com a utilização da abordagem UCM, Scholz et al. (43) levantaram a hipótese de que a estabilização do CM seria um resultado indireto da coordenação dos muitos graus de liberdade articulares do corpo. Os autores testaram o controle do CM em resposta a uma perturbação inesperada da superfície (AP) durante a postura ereta em 9 jovens saudáveis. Os resultados mostraram que as configurações articulares em cada instante durante a perturbação, diferia da configuração articular média pré-perturbação, como evidenciado pelo vetor de diferença articular. A maior parte deste vetor de diferença articular foi consistente, no entanto, com a posição do CM de pré-perturbação média, em vez de levar a uma posição do CM diferente. O vetor de velocidade da articulação também foi encontrado projetado principalmente no UCM correspondente à posição CM de pré-perturbação, representando estratégia de equivalência motora (capacidade de realizar a mesma tarefa utilizando diferentes sistemas efetores)(139) ao indicar que o movimento da articulação foi amortecido em direções que levam a uma mudança da posição CM de pré-perturbação. Esses resultados fornecem suporte quantitativo para o argumento de que a posição do CM é uma variável prioritária para o sistema de controle postural manter estável, por meio de uma estratégia de controle que considera todos os graus de liberdade articulares.

Para dar suporte à hipótese de que o CM é uma variável prioritária para o sistema de controle, deve-se considerar que existem muito mais articulações do que o necessário (redundância motora) para posicionar o CM no espaço, permitindo a comparação do controle do CM ao controle de outros graus de liberdade. Portanto, modelar o sistema de controle postural como sendo um pêndulo invertido simples presume um esquema simplificado para o controle relacionado e a estimativa sensorial da posição do CM (43,31). Assim, a partir dos estudos evidenciando que o CM é uma variável prioritária para o sistema de controle postural manter estável, por meio das covariações entre os ângulos articulares, especificamente em tarefas que exijam o controle do equilíbrio (43,53,34,52,31), no presente projeto de tese, utilizamos a abordagem UCM com base em um modelo cinemático relacionando a projeção do CM (variável de desempenho) aos graus de liberdade articulares (variáveis elementares) para testar nossas hipóteses.

2.4 COORDENAÇÃO ARTICULAR NO CONTROLE DO EQUILÍBRIO POSTURAL

Conceitos antigos, levantaram a hipótese de que a estabilização da postura ereta quieta envolvia a resolução do problema de controlar um único grau de liberdade: a articulação do tornozelo (140,141,37,142). A ideia de aproximação de “pêndulo invertido simples” assume que todas as outras articulações são suficientemente rígidas para serem estabilizadas passivamente, independentemente do controlador neural. Essa ideia foi elaborada a partir da observação de que os músculos que atuam ativamente no tornozelo estão mais fortemente correlacionados com a oscilação postural (143).

O modelo de pêndulo simples, atualmente, é considerado uma representação excessivamente simplificada das estratégias do controle do equilíbrio postural (33,53,54,32). As evidências convergem para a noção de que os muitos graus de liberdade articulares fornecem abundância motora para resolver de forma eficiente o objetivo da tarefa postural (50,52). Por exemplo, ao receber uma perturbação do equilíbrio, pode-se usar a articulação do quadril para compensar o movimento do tornozelo causado pela perturbação. Pode-se também usar a articulação do joelho sozinha para compensar o movimento do tornozelo. Nesse caso, são duas estratégias articulares diferentes que representam a abundância motora para auxiliar na recuperação do equilíbrio postural.

Para compreender os mecanismos neurais subjacentes ao controle do equilíbrio, os estudos têm utilizado como método de análise a abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM), que analisa quantitativamente como as articulações se relacionam para manter a estabilidade postural (52,53,35,43). Em uma série de estudos recentes, a hipótese UCM tem sido usada para quantificar sinergias multimusculares envolvidas em várias tarefas, como preparação para uma perturbação postural autoinfligida (144), preparação para dar um passo (109,118) e oscilação voluntária (145). Em postura quieta a coordenação articular parece ser afetada pelo envelhecimento.

Os estudos interessados em compreender os mecanismos biomecânicos subjacentes à estabilização do equilíbrio postural nos últimos anos revelaram que, concomitante com a articulação do tornozelo, várias outras articulações estão envolvidas na regulação da postura ereta quieta (146,34,32). Creath et al. (32),

apresentaram evidências de que a aproximação de um “pêndulo invertido simples” durante a postura ereta quieta é inadequada, devido ao fato que a análise espectral confirmou as estratégias de quadris e tornozelos, ou seja, um pêndulo de vários elos agindo em conjunto na estabilização da postura.

Durante a postura ereta quieta, a análise UCM revelou que, para a manutenção do equilíbrio, há ação coordenada e simultânea entre as articulações para manter a posição do CM estável ao longo da tarefa motora no plano sagital (pêndulo invertido simples) (34). Por exemplo, Krishnamoorthy, Yang e Scholz (53) levantaram a hipótese de que, para manter o CM estável dentro da base de suporte na postura quieta, seria necessária a coordenação simultânea de todas as articulações no eixo longitudinal do corpo. As análises do efeito das variações das configurações articulares na estabilidade do CM foram realizadas usando a abordagem UCM. Os resultados confirmaram a hipótese, consistente com uma estratégia de controle que utiliza a abundância motora, mostrando movimentos significativos na maioria das articulações além do tornozelo e quadril, de forma coordenada para estabilizar a posição do CM.

Especificamente, Hsu et al. (34) levantaram a questão de que o sistema nervoso coordenaria as variações articulares, de modo que a maioria das variações teriam pouco efeito nas posições do CM e na cabeça, refletindo o uso de padrões motores abundantes para controlar essas duas variáveis. Os autores testaram a hipótese de que todas as principais articulações ao longo do eixo longitudinal do corpo são igualmente ativas durante a tarefa de postura ereta quieta para estabilizar as posições espaciais do CM e da cabeça. Por meio da abordagem UCM, os resultados revelaram que as seis articulações examinadas eram coordenadas, de modo que sua variância combinada teve um efeito mínimo nas posições CM e cabeça.

A coordenação articular simultânea para estabilizar as posições espaciais do CM também é observada em respostas posturais automáticas mediante perturbações externas e inesperadas sobre o equilíbrio postural (39,38,43,33). Evidências convergentes para movimentos coordenados das múltiplas articulações que contribuem para o controle do equilíbrio vêm do estudo de Scholz et al. (43) que forneceram suporte quantitativo para o argumento de que a projeção do CM é uma variável a ser controlada em tarefas de equilíbrio e que seu controle é alcançado por meio de mudanças motoras seletivas na coordenação articular em resposta a perturbações da superfície de suporte.

A coordenação articular, parece ser afetada pelo processo de envelhecimento, Freitas & Duarte (147), investigaram como o envelhecimento afeta a oscilação corporal e a coordenação articular durante a postura em pé sob duas condições de feedback visual fornecidas em uma tela de monitor: cursor fixo e móvel representando a posição CP medida por uma plataforma. Os resultados mostraram que adultos jovens e idosos apresentaram maior contribuição da articulação do tornozelo para o deslocamento do CP do que as articulações do joelho, quadril, tronco médio e coluna cervical. No entanto, os idosos mostraram maior variabilidade dos movimentos das articulações do joelho e do tronco médio do que adultos jovens. Durante a condição de movimento, a contribuição da articulação do tornozelo diminuiu e a contribuição da articulação do quadril aumentou para ambos os grupos, mas o deslocamento do CP aumentou apenas para os idosos. Esse estudo sugere que a coordenação articular é afetada pelo envelhecimento.

Os estudos que investigaram o papel da coordenação articular no controle do equilíbrio assumiram simetria de desempenho entre os membros inferiores (39,43,33,34,53,32), o que pode representar uma simplificação dos processos neurais subjacentes do controle de ambos os lados do corpo durante a regulação do equilíbrio postural. Apenas o estudo de Clifford & Holder-Powell (27) investigou como a coordenação dos ângulos articulares no plano frontal e sagital influenciariam no comportamento do CM em postura unipodal no membro inferior preferido (chutar uma bola) e não preferido de jovens saudáveis. Os autores analisaram as mudanças dos ângulos articulares e, posteriormente, a posição do CM do corpo por meio de dois modelos biomecânicos: modelo 1 (estratégia do tornozelo), considerou o movimento da posição do CM devido aos movimentos apenas sobre a articulação do tornozelo (pêndulo invertido simples ignorando as mudanças nas outras articulações); modelo 2, considerou o movimento da posição do CM devido a movimentos do tornozelo, joelho, quadril e articulação lombossacral (coordenação multiarticular no deslocamento do CM). Os resultados desse estudo revelaram que a estratégia do tornozelo foi adotada significativamente mais no membro não preferido em comparação ao membro preferido no plano sagital. Os autores interpretaram esse resultado como uma maior eficiência do membro inferior não preferido em controlar o CM na tarefa de equilíbrio. A justificativa dos autores foi que a estratégia de tornozelo no membro não preferido representa uma maior facilidade de controlar o CM durante a postura ereta, uma vez que apenas um grau de liberdade foi suficiente para manter

a postura, dispensando a ação de outras articulações. Entretanto, sabe-se que para a manutenção do equilíbrio há o envolvimento de outras articulações para manter o CM estável (148,149,34,32). Além disso, os autores analisaram os planos anatômicos separadamente, o que pode limitar a compreensão sobre a abundância motora do sistema de controle na coordenação dos graus de liberdade articulares.

Uma interpretação alternativa para o estudo de Clifford & Holder-Powell (27) poderia sugerir que o membro inferior não preferido seria menos eficiente em explorar a abundância motora, observada por meio da coordenação entre as articulações no controle estável da posição do CM durante tarefas de equilíbrio. Nesse sentido, a abordagem UCM seria uma estratégia mais específica para esclarecer como o sistema de controle postural coordena os graus de liberdade articulares para controlar o CM levando em consideração as assimetrias de desempenho motor entre os lados do corpo extrapolada para os três planos anatômicos de forma simultânea.

As evidências convergem para a noção de que os muitos graus de liberdade articulares fornecem abundância motora para resolver de forma eficiente o objetivo da tarefa postural (52,150). Entretanto, esse conhecimento é restringido ao plano sagital e frontal, geralmente analisados separadamente, sem maiores esclarecimentos dos mecanismos neurais subjacentes do sistema nervoso na modulação da coordenação articular para controlar o CM em ambos os lados do corpo (34,52,53,54,35,32). A justificativa das principais análises serem realizadas no plano sagital são fundamentadas a partir do estudo de Winter (129), afirmando que a amplitude de oscilação postural na direção AP é maior do que nas direções ML ou verticais durante a postura quieta (53).

Considerar os movimentos articulares particionando os planos anatômicos pode representar simplificação excessiva, limitando as interpretações das ações corretivas do sistema nervoso em outros planos anatômicos para manter o equilíbrio estável (36,26). Além disso, assumir simetria entre os lados do corpo pode suprimir informações dos processos neurais da especialização hemisférica e da lateralidade na regulação específica de cada membro inferior para manter o equilíbrio postural.

2.5 ESPECIALIZAÇÃO DOS HEMISFÉRIOS CEREBRAIS EM TAREFAS MOTORAS

A simetria de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio vertical, tem sido frequentemente assumido em modelos biomecânicos para pessoas hígdas, principalmente pela simplicidade na coleta e análise dos dados (34,53,39). Assumir simetria biomecânica entre os lados do corpo é inferir que ambos os membros inferiores são funcionalmente iguais na regulação da postura. Entretanto, sabe-se que tanto os membros superiores (55,2,6) quanto os inferiores (13,10,56), são funcionalmente assimétricos para a realização de determinadas tarefas motoras. As assimetrias funcionais, não são consequências de anormalidades, mas sim da contribuição especializada e específica de cada membro para executar diferentes tarefas motoras.

Pesquisas prévias demonstraram que cada hemisfério cerebral é especializado para diferentes funções relevantes para o desempenho motor, baseadas no modelo da especialização hemisférica (para revisão, ver 78). A especialização dos hemisférios cerebrais para a realização eficiente de determinados tipos de tarefas motoras foi associada às questões evolutivas de adaptação, inicialmente proposto por Rogers, Zucca, Vallortigara (72). De forma generalizada, a Especialização Hemisférica propõe um único princípio de organização para a grande variedade de assimetrias emocionais, de linguagem, perceptivas e cognitivas que foram descritas em todo o espectro evolutivo dos animais. Nesse contexto adaptativo, o hemisfério direito, a sede primária da excitação emocional, assumiu o controle primário em circunstâncias potencialmente perigosas que exigiam uma reação rápida do animal - detectar um predador próximo, por exemplo, motivado pelo ambiente externo, enquanto o hemisfério esquerdo se tornou especialista do comportamento automotivado, em condições ambientais bem estabelecidas e foi associado para ter evoluído no processamento de relações espaciais (72). A especialização hemisférica permite o desempenho eficiente de processos neurais potencialmente concorrentes, o que enfatiza a importância da lateralização no comportamento ótimo e adaptativo. Em suma, Rogers propôs a especialização do hemisfério esquerdo para padrões bem estabelecidos de comportamento realizados em condições ambientais familiares, e uma especialização do hemisfério direito para responder a eventos ambientais imprevistos (72).

A partir dos estudos de Rogers e colaboradores (151,72), Sainburg, propôs o Modelo de Dominância Dinâmica (para revisão, ver 2) que fornece uma estrutura para a compreensão dos processos de controle motor que dão origem à lateralidade. De acordo com o Modelo de Dominância Dinâmica, em indivíduos destros e saudáveis, o HCE é especializado em processos adaptativos do movimento e para o aprendizado de novas sequências e habilidades motoras (152). Essa especialização emerge do aprimoramento evolutivo do HCE para controle preditivo - a capacidade de planejar e coordenar efetivamente as ações motoras bem estabelecidas em condições ambientais previsíveis com otimização do dispêndio, como energia, velocidade e suavidade (73,2).

O controle preditivo garante a precisão da trajetória e o planejamento dos movimentos quando as condições são consistentes e previsíveis, mediados predominantemente por controle *feedforward* (7,9). Por outro lado, os circuitos neurais do HCD é especializado em mecanismos de controle de impedância, ou seja, atualizar as ações motoras em andamento para o sistema de controle postural e parar na posição final em objetivo, por meio da modulação dos mecanismos de estabilização sensório-motora, como os reflexos de estiramento (153). O controle de impedância atua especificamente nas correções de erros em condições ambientais imprevisíveis e mecanicamente instáveis, mediados primariamente por controle de *feedback* (8,9,6,2). O controle de impedância foi proposto para ser implementado através do ajuste dos ganhos e limiares reflexos proprioceptivos (154,155), além da modulação das propriedades de rigidez dos movimentos (156), que garante estabilização posicional e de velocidade diante de eventos e condições ambientais imprevisíveis. Esta visão da especialização dos hemisférios cerebrais fornece uma explicação fundamental dos mecanismos de controle motor que resultam no surgimento das assimetrias funcionais de desempenho (157,158,159,2). O modelo de Dominância Dinâmica pode ser visto como um componente motor do paradigma de lateralização do cérebro proposto por Rogers que se baseia em evidências de uma ampla gama de comportamentos em muitas espécies de vertebrados (151,72).

2.5.1 Especialização hemisférica durante tarefas manuais em pessoas sem comprometimentos neurológicos

Os mecanismos de controle preditivo e de impedância especializado para cada membro superior, de acordo com a hipótese da especialização hemisférica, já foram bem estabelecidos em estudos prévios (1,78,160,161,162,5,6,7).

Neste contexto, Yadav & Sainburg (7) submeteram ambos os membros superiores dos participantes para realizarem tarefas de alcance, em um campo de força previsível e imprevisível. Cada campo de força foi imposto por um *manipulandum* robótico preso ao braço de apoio. O campo que foi projetado para beneficiar o controlador preditivo teve uma magnitude de velocidade consistente entre as tentativas, de forma que não mudou o movimento do membro durante a tarefa. O campo projetado para aproveitar o controlador de impedância teve uma magnitude de velocidade inconsistente entre as tentativas. Os autores observaram que as trajetórias do membro direito foram realizadas de forma mais suaves e rápidas dentro do campo previsível, enquanto os movimentos do braço esquerdo foram realizados de forma mais suave e rápida dentro do campo imprevisível. Esses resultados confirmam que o membro superior direito explora mecanismos predominantemente preditivos de controle e o membro esquerdo explora mecanismos predominantemente de impedância.

Os mecanismos preditivos, observados em condições experimentais previsíveis, mostraram estar relacionados à melhor coordenação intersegmentar do membro superior direito, conforme relatado no estudo de Bagesteiro & Sainburg (5). Estes autores submeteram os participantes destros e hígidos a uma tarefa de alcance com movimentos no plano horizontal com o dedo indicador do membro superior direito e esquerdo, realizados rapidamente. Tarefas de alcance exigem movimentos multiarticulares nos quais a dinâmica intersegmentar faz com que um torque surja em uma articulação única (por exemplo, o ombro) que depende de forma não linear do movimento nas articulações adjacentes, como o antebraço se movendo sobre o cotovelo. Esse torque é chamado de torque de interação. Foi observado que as trajetórias do membro direito são mais retas, mas tendem a ter erros de posição final ligeiramente maiores do que os movimentos do membro esquerdo. O perfil dos torques musculares revelou que o braço direito explorou eficientemente padrões de torque de interação mais eficiente para movimentos feitos com velocidades e precisão,

que resulta no movimento do ombro para levar a articulação do cotovelo à extensão. Em contraste, o braço esquerdo gerou torques excessivos dos músculos da articulação de cotovelo que se combina com o torque de interação que desvia o trajeto da mão lateralmente. O resultado é a geração de um movimento de direcionamento impreciso que requer um torque muscular substancialmente maior em ambas as articulações para gerar a mesma velocidade de movimento para o alvo.

A ineficiência do membro superior esquerdo em gerar torques de interação intersegmentar também foi comprovada no estudo de Pigeon, Dizio & Lackner (4). Nesse estudo, os participantes realizaram uma tarefa motora durante movimentos coordenados de virar (rotacionar o tronco) e alcançar com os membros superiores, variando a velocidade e peso externo nas mãos durante a postura ereta. Os autores mostraram que o braço direito era mais estável em seu controle da direção da trajetória entre os alvos, mostrando uma vantagem para coordenar a dinâmica intersegmentar, com uma velocidade do dedo indicador mais estável em relação ao torso entre os alvos, com diminuição da variabilidade do erro com a velocidade do movimento e picos mais sincronizados das velocidades relativas dos dedos e angulares do tronco em condições com maiores requisitos de torque articular (peso adicionado na mão). Já o membro esquerdo tinha uma capacidade aprimorada de parar com precisão no alvo para níveis mais altos de torques de interação. Ambos os estudos supracitados (4,5) sugerem que o HCE pode estar relacionado à coordenação intersegmentar mais estável para fazer movimentos bem dirigidos, suaves e energeticamente eficientes.

O conhecimento sobre como o sistema nervoso explora as sinergias articulares para estabilizar uma variável de desempenho, levando em consideração a lateralidade, foi investigado apenas nos membros superiores em tarefa de apontar (55,163). Freitas & Scholz (163) analisaram diferenças entre os hemisférios em pessoas destras no uso da abundância motora no planejamento de movimentos de alcance do braço dominante (direito) e não dominante (esquerdo). O uso da tarefa de alcance no estudo foi justificado por exigir maior flexibilidade de movimento. Os autores compararam a tarefa de alcance sob duas condições: (1) quando o local do alvo era conhecido com antecedência pelo participante, e (2) quando havia uma probabilidade de 66,7% do alvo mudar para um local diferente. Especificamente, o estudo avaliou como a incerteza do alvo afeta o uso da abundância motora pelos braços dominante e não-dominante. O estudo utilizou a abordagem UCM,

considerando a posição da mão como variável de desempenho e as configurações articulares como variáveis elementares. Ambos os braços foram eficientes em explorar o uso da abundância motora relacionada ao controle da trajetória de alcance ao alcançar sob a condição incerta e previsível. No entanto, embora ambos os braços exibissem maior V_{UCM} em relação ao V_{ORT} ao alcançar sob a condição incerta, o braço esquerdo também tinha maior V_{ORT} em comparação com o braço direito, que estava associado com aumento da variabilidade da trajetória, esse resultado não teve diferença estatística.

Na tentativa de esclarecer o papel da lateralidade na coordenação entre os membros superiores em tarefa de apontar, Tseng Scholz & Schoner (55), observaram que na condição com restrição visual a coordenação articular é afetada perto do momento do pico de velocidade no membro superior esquerdo (HCD) quando comparada a mesma tarefa e membro, com olhos abertos. Os resultados sugerem que o papel da informação visual pode ser maior na organização dos componentes motores deste braço, ou seja, o membro esquerdo é menos habilidoso por necessitar de informações visuais adicionais na organização dos componentes motores. Um estudo recente de Monfredini et al. (164), mostrou que uma melhor coordenação cinemática entre ombro-cotovelo durante tarefa de desempenho de movimentos circulares no membro superior direito, concomitante com maior variabilidade dos movimentos do membro esquerdo, observada em frequências de movimento baixas e altas. Esse resultado sugere especialização do HCE para uma maior capacidade de gerar coordenação interarticular apropriada e estável nos membros superiores. Assim, os resultados desses estudos sugerem que possivelmente o HCE pode estar relacionado com a capacidade melhorada de gerar coordenação articular, demonstrando flexibilidade do sistema nervoso em utilizar a abundância motora dos graus de liberdade para a resolução de uma tarefa em condições de restrição visual.

2.5.2 Vantagens do membro superior esquerdo relacionadas ao controle de impedância motora

O membro superior esquerdo tem a capacidade aprimorada de atingir com maior precisão o alvo de alcance na posição final, entretanto, tanto os custos energéticos quanto as atividades musculares normalizadas são maiores em

movimentos de alcance quando comparados ao membro direito, em destros (79,76,5,1).

Os menores erros de posição final, observados no membro superior esquerdo, estão associados aos mecanismos de controle de impedância (153,2,3,7). Esse controle é mediado predominantemente por ajustes dos ganhos e limiares reflexos proprioceptivos (154,155), e da modulação das propriedades de rigidez dos movimentos (156). Consistente com isso, o braço esquerdo mostrou melhor exatidão e precisão em alcançar uma posição espacial desejada, particularmente quando um movimento contínuo é inesperadamente perturbado (165,79,78). Duff & Sainburg (78) assim como Schabowsky, Hidler & Lum (77) mostraram que o braço esquerdo tende a confiar no controle de impedância para adaptação, mesmo quando as condições são previsíveis.

A maior precisão do braço esquerdo em tarefas com perturbações inesperadas foi associada com a maior capacidade desse braço ser mais preciso em tarefas de correspondência proprioceptiva. Nesse sentido Goble & Brown (166), objetivaram determinar até que ponto existe “dominância sensorial” em destros no que diz respeito à utilização de *feedback* proprioceptivo versus visual. Foram utilizadas tarefas de apontar com ambos os membros superiores, predominantes de características proprioceptiva concomitante com restrição visual e, de predominância da utilização visual. Os resultados mostraram que, para a tarefa de cunho predominante proprioceptiva, os erros absolutos que determinaram a capacidade de correspondência do ponto final foram menores para o braço esquerdo, enquanto durante a tarefa predominantemente visual foram encontrados erros menores para o braço direito. Assim, o braço esquerdo explora os mecanismos de controle de impedância em maior extensão do que os mecanismos preditivos ao se adaptar a novas condições dinâmicas e tende a alcançar posições de estado estacionário mais precisas durante a aplicação de cargas inerciais inesperadas, ou requisitos para alcançar posições de estado estacionário sem a ajuda de *feedback* visual.

Baseados nas teorias de lateralidade revisadas acima, Goble, Lewis & Brown (167), examinaram as assimetrias na utilização do *feedback* proprioceptivo durante uma tarefa que exigia que os indivíduos combinassem movimentos voluntários às posições-alvo lembradas do cotovelo com o braço contralateral. Foi observado que a precisão de correspondência, medida pelo erro absoluto, foi significativamente maior

para o braço esquerdo em comparação com o braço direito, independentemente da posição alvo.

Semelhante aos destros, indivíduos canhotos mostraram maiores vantagens do membro esquerdo durante a tarefa motora, que exigiu maiores demandas de processamento proprioceptivo (166,167), refletidas nos menores erros de posição final (168). Esses estudos (166,168,167) demonstram que a vantagem do membro superior não preferido, observada pelos menores erros de posição em tarefas que demandam processamento proprioceptivo (sem feedback visual da mão), é dependente dos circuitos neurais do HCD. Além disso, pode-se pensar que os mecanismos de controle de impedância empregados para o controle do braço esquerdo podem ser baseados, até certo ponto, em loops de *feedback* proprioceptivo (168,166,167) por isso, possuem vantagens no controle de feedback de circuito fechado (169).

É importante ressaltar que tanto o controle de impedância como o preditivo são utilizados simultaneamente pelos membros superiores com predominância do tipo de controle de acordo com a demanda da tarefa motora. Takahashi, Scheidt & Reinkensmeyer (80), ao exporem os sujeitos em uma tarefa de alcance, em um campo de força consistente (previsível) e a um campo de força inconsistente com variação de força e velocidade em cada tentativa, observaram que os mecanismos de impedância foram usados em combinação com o controle preditivo (*feedback* e *feedforward*) para reduzir os efeitos de variações imprevistas da força. Este estudo, bem como outros de adaptação motora com protocolos semelhantes (170,171,7), demonstrou o uso de uma estratégia de controle híbrida, explorando mecanismos preditivos e de impedância para eficiência e coordenação robusta dos movimentos dos membros superiores.

A hibridização dos mecanismos de controle (impedância e preditivo) tem sido evidenciada em estudos complementares mais atuais, mostrando resultados contrastantes com a hipótese da especialização hemisférica na regulação da lateralidade no comportamento motor. No experimento de Mathew et al. (82), foram testados ambos membros superiores em tarefas de controle (rastreamento de trajetória aleatória imposta) e de predição mediados por mecanismos preditivos (rastreamento ocular de um alvo automovido). Os resultados mostraram que o membro superior direito está relacionado com a vantagem decorrente de habilidade de controle e não especificamente de mecanismos preditivos. Woytowicz et al. (83), mostraram que, alternativamente, a hipótese de dominância global prevê que o braço dominante será

superior para ambos os aspectos de desempenho motor. Estes estudos sugerem que cada braço usa uma estratégia predominante, mas não uma estratégia de controle exclusiva. Assim, o braço direito depende principalmente do controle preditivo, mas também emprega mecanismos de impedância e vice-versa para o braço esquerdo. Essa evidência fornece suporte para o controle híbrido de cada braço.

2.5.2.1 Mecanismos dos reflexos de estiramentos associados ao controle de impedância

Estudos prévios propuseram que o controle de impedância, para corrigir erros das posições finais em perturbações inesperadas, é mediado predominantemente por meio dos ganhos e limiares de reflexos proprioceptivos (154,155). O reflexo de estiramento é um dos mecanismos de controle de *feedback* mais rápidos, responsável por informar ao sistema nervoso sobre a condição atual do alongamento muscular. Os reflexos de estiramento de curta latência ocorrem aproximadamente entre 50-75 ms e são restritos às vias espinhais (172). Portanto, não se espera que exibam assimetrias decorrentes da lateralização no córtex. No entanto, os reflexos de alongamento de longa latência ocorrem aproximadamente entre 75-100 ms e podem envolver estruturas supraespinhais, especificamente o córtex cerebral (173,174,175,155).

As perturbações da posição do membro superior, durante a realização de tarefas posturais, provocam reflexos de alongamentos que tendem a corrigir os erros do movimento, restaurando o membro à postura desejada (176,177). Quando a estabilidade do membro superior é perturbada pela instabilidade inerente de uma tarefa, a porção de longa latência do reflexo de alongamento mostra sensibilidade aumentada (178,179). Em condições menos estáveis, o aumento da sensibilidade do reflexo de longa latência deve aumentar a estabilidade do membro.

O reflexo de longa latência é sensível à estabilidade da tarefa, considerado o reflexo estabilizador. Foi demonstrado que a modulação dos reflexos estabilizadores depende do envolvimento do córtex motor, indicando uma via transcortical (180,174) que é especializada em tarefas estabilizadoras. Com base na teoria da especialização hemisférica, Walker & Perreault(181), levantaram a hipótese de que os reflexos de alongamento transcortical (longa latência entre 75-100 ms) estariam subjacentes às diferenças de comportamento entre o membro superior esquerdo e direito. Os autores esperavam observar que o braço esquerdo exibiria ativação superior dos reflexos

estabilizadores ao neutralizar uma perturbação. Durante a tarefa de perturbação do cotovelo enquanto os participantes estavam empenhados em manter uma posição alvo em um ambiente estável ou instável, os resultados mostraram que quando observada a janela correspondente ao tempo de reflexo de longa latência, o braço esquerdo tem sensibilidade aumentada quando comparado ao braço direito. Isso sugere que o HCD tem uma capacidade de processamento aprimorada de trabalhar em conjunto com as modificações provindas dos reflexos para a correção do movimento.

2.5.3 Especialização Hemisférica durante tarefas motoras de membros superiores em pessoas acometidas por acidente vascular encefálico

As evidências que suportam o conceito da especialização hemisférica na lateralização do controle motor são oriundas de vários estudos com tarefas manuais comparando as respostas motoras de indivíduos saudáveis com pacientes acometidos por acidente vascular encefálico (AVE) a partir de comprometimentos unilaterais no HCD ou HCE. Mani et al. (182), analisaram se os déficits motores no braço contralesional de pacientes pós-AVE com lesão hemisférica unilateral refletem mecanismos de controle específicos do hemisfério durante uma tarefa motora de alcance. Os resultados revelaram que lesão no HCD, mas não no HCE, produz déficits na estabilização do membro no final do movimento, enquanto lesão no HCE, mas não HCD, produz déficits na trajetória do movimento.

Estudos anteriores demonstraram que após um AVE unilateral, o comprometimento motor ocorre tanto contralateral, quanto ipsilateral à lesão (183,184,185,186,187). As deficiências motoras ipsilaterais forneceram uma visão sobre as contribuições de cada hemisfério para o controle do movimento, especificamente na coordenação intersegmentar. Neste contexto, Schaefer, Haaland & Sainburg (187), testaram a hipótese de que lesões no HCE produziriam déficits na especificação das características iniciais da trajetória, enquanto as lesões no HCD produziriam déficits na precisão da posição final. Pessoas saudáveis (controle) e pacientes pós-AVE com lesão no HCE ou HCD realizaram movimentos direcionados do cotovelo (uniarticular) com diferentes amplitudes do lado ipsilateral a sua lesão. Consistente com a hipótese, os pós-AVEs com lesões no HCE, mas não direito, apresentaram modulação reduzida da amplitude de aceleração. Assim, estes

resultados sugerem que as respostas iniciais das trajetórias e da precisão da posição final em tarefas manuais de alcance estão diretamente relacionadas com a capacidade de coordenar os segmentos envolvidos no objetivo da tarefa.

Com o intuito de examinar a contribuição de cada hemisfério no controle da coordenação intersegmentar de cada membro superior, Schaefer, Haaland & Sainburg (1988), testaram se a lesão no hemisfério cerebral esquerdo ou direito após o AVE produz diferentes déficits ipsilesionais na coordenação articular (cotovelo, ombro e falange distal do dedo indicador) durante tarefa de alcance. O grupo com lesão no HCE apresentou déficits no controle da trajetória do braço devido ao comprometimento da coordenação intersegmentar, mas nenhum déficit em alcançar posições finais precisas. Em contraste, o grupo com lesão no HCD apresentou déficits na precisão da posição final, mas não na capacidade de coordenar várias articulações durante o movimento. O estudo complementar de Schaefer, Haaland & Sainburg (1975), demonstrou que a lesão no HCE produziu déficits na coordenação proximal, especificamente interferindo na adaptação da direção inicial, mas não na capacidade de adaptar a direção final da posição do membro superior ipsilesional. Em contraste, lesão no HCD interferiu nas correções *online* para a posição final durante o curso da adaptação. Mais especificamente, a vantagem do membro superior direito na coordenação intersegmentar está na capacidade de aproveitar as ações dos torques de interação para gerar movimentos precisos de alta velocidade da mão (189,190,191,192). Assim, evidências substanciais em pacientes com AVE sugerem que o HCE contribui substancialmente para a coordenação intersegmentar durante as tarefas motoras de alcance.

2.5.4 Especialização hemisférica no controle do equilíbrio postural entre os membros inferiores em pessoas pós-AVE

A partir dos resultados evidenciando a especialização hemisférica em tarefas manuais, surgiu outra propriedade de interesse: a compreensão da especialização hemisférica entre os membros inferiores na regulação do equilíbrio postural. A especialização hemisférica e suas implicações nas assimetrias funcionais de desempenho nos membros inferiores é pouco compreendida e apresenta resultados divergentes entre os estudos. Essa questão tem sido extensivamente estudada em tarefas manuais, com conhecimento limitado sobre as assimetrias entre os membros

inferiores em tarefas posturais. Assim como para os membros superiores, os estudos que testaram o conceito das assimetrias funcionais de desempenho na regulação do equilíbrio postural, comparando as respostas motoras de indivíduos saudáveis com pacientes acometidos por AVE com dano no hemisfério direito ou esquerdo.

Resultados mostram que em postura ereta quieta as lesões do HCD, quando comparadas com lesões no HCE e controles saudáveis, levam a valores mais elevados de velocidade de oscilação do CP nas direções AP e ML (13,12). Em postura perturbada, danos no HCD levam a um pior desempenho de deslocamento preciso do CP (14) e transferência de carga entre os membros (15), valores aumentados para deslocamento e velocidade no eixo AP e de rotação do quadril (13), além de atraso no início da ativação e menor magnitude de ativação dos músculos proximais e distais do membro afetado pela lesão cerebral (17). Esses resultados indicam uma suposta especialização e superioridade do HCD para a manutenção do equilíbrio postural.

2.5.5 A predominância do hemisfério direito no processamento das informações proprioceptivas envolvidas no controle do equilíbrio

Uma das justificativas mais aceitas para a predominância do HCD no processamento do controle do equilíbrio quando comparado ao HCE (193) é baseada na noção de que esse hemisfério é especializado em atenção e / ou representação espacial (194), supostamente com envolvimento predominante para a orientação da verticalidade do corpo no espaço (195,196). Além disso o HCD foi associado como o principal responsável pelo processamento das informações proprioceptivas (19), justificado pela proeminente participação na ponderação da aferência proprioceptiva e de outras fontes sensoriais relevantes para o controle do equilíbrio postural (18). Essas interpretações são fundamentadas por estudo prévio envolvendo condições experimentais com manipulação sensorial proprioceptiva, de forma que Cignetti et al. (20), observaram que as ilusões de movimento induzidas por meio de vibração só ocorrem se as áreas corticais do lado do HCD são ativadas. Isso sugere que, além do HCD ser o principal responsável pela regulação dos *loops de feedbacks* sensório-motores, também é fundamental na integração das informações proprioceptivas para a organização global das respostas posturais.

O reconhecimento da relevância das informações proprioceptivas dos fusos musculares na contribuição para a cinestesia é um conceito consolidado na literatura

(197). As informações proprioceptivas do pé e do tornozelo fornecem *feedbacks* importantes sobre a oscilação do corpo para o controle do equilíbrio, especialmente em situações em que a informação visual está deficiente ou ausente (19). Estes autores objetivaram compreender a base neural do processamento proprioceptivo para o controle do equilíbrio postural, medindo atividade neural em resposta à estimulação dos proprioceptores do pé (ou seja, fusos musculares). Os participantes foram submetidos ao mapeamento proprioceptivo por meio de Ressonância Magnética Funcional (fMRI), durante a vibração do tendão do pé, para determinar as regiões do cérebro que estavam ativas em resposta à estimulação dos fusos musculares. Várias métricas de oscilação corporal, adquiridas em plataforma de força, foram calculadas para os mesmos participantes em condição de olhos fechados em postura ereta quieta. Com base em análises de regressão, Goble et al. (19), identificaram uma relação significativa entre a atividade neural induzida pela estimulação do fuso muscular e a excursão máxima do CP na direção AP. Nesse caso, o aumento da ativação se relacionou com melhor desempenho do equilíbrio no HCD, especificamente nas áreas corticais parietal, frontal, insular e nas estruturas dos gânglios da base. Essas regiões correlacionadas eram independentes do lado da estimulação vibrotátil do pé. Esses achados dão suporte para a noção de que um circuito neural no HCD seja especializado no processamento de sinais proprioceptivos dos pés e tornozelos para controlar o equilíbrio corporal.

Os estudos indicam que a resposta cerebral durante tarefas proprioceptivas predomina no hemisfério direito. Nesse contexto, Strong et al. (198), investigaram as respostas cerebrais por fMRI, relacionada à propriocepção e preferência lateral durante um teste ativo (flexão/extensão) de senso de posição da articulação do joelho unilateral em ambos os membros inferiores jovens destros saudáveis. Os autores mostraram que respostas significativamente maiores foram observadas principalmente no hemisfério direito no giro pré-central e na ínsula em comparação com um movimento semelhante sem correspondência de posição, apoiando uma lateralização geral do hemisfério cerebral direito para propriocepção (joelho) dos membros inferiores, independentemente de qual membro estivesse ativo.

A partir de estudos prévios mostrando que o HCD é predominante para o controle do equilíbrio postural, Duclos et al. (18), levantaram a hipótese de que pacientes com lesão no HCD teriam o equilíbrio postural mais perturbado pela estimulação proprioceptiva (vibrações bilaterais nos tendões fibular e de Aquiles) do

que pacientes com lesão no HCE e indivíduos saudáveis de mesma idade. Segundo os autores, a vibração dos tendões fibular e calcâneo fornece uma indicação de como a informação proprioceptiva do tornozelo é integrada e usada para o controle da postura bipodal (199). A condição de referência (sem perturbação proprioceptiva) confirmou a instabilidade postural de pacientes com lesão no HCD na condição de restrição visual pelo aumento da velocidade do CP, enquanto o controle do equilíbrio postural dos pacientes com lesão no HCE foi relativamente semelhante ao dos controles. No entanto, a velocidade e a variabilidade do CP foram significativamente maiores para os pacientes com lesão no HCD. Os parâmetros do CP resultante foram interpretados como índices da instabilidade. Assim, os pacientes com lesão no HCD foram os mais instáveis em todas as condições de perturbação. Esses resultados reforçam a noção de especialização do HCD no processamento das informações proprioceptivas para o controle do equilíbrio postural e da capacidade em gerenciar essas informações e de adaptar estratégias sensório-motoras. O objetivo 2, foi desenvolvido para esclarecer o efeito da especialização hemisférica no controle do equilíbrio bipodal e unipodal sob vibração unilateral no tendão calcâneo. Acredita-se que, ao manipular unilateralmente as informações proprioceptivas nos membros inferiores e comparar o comportamento do CP após vibração no tendão calcâneo, será possível determinar o quanto as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores são explicadas pela especialização do HCD no processamento de informações dos mecanismos proprioceptivos dos fusos musculares para controle do equilíbrio.

2.5.6 Estratégias compensatórias entre os membros inferiores para a manutenção do equilíbrio mediante perturbação das informações proprioceptivas dos fusos musculares

A integração entre os membros inferiores para gerar respostas posturais estáveis requerem o processamento das informações proprioceptivas dos fusos musculares no SNC (19,17). Quando há comprometimento em um dos membros inferiores no envio aferente das informações sensoriais proprioceptivas, o sistema de controle elabora estratégias compensatórias com ajustes independentes de cada membro para o controle da postura (200). O *feedback* proprioceptivo é suprimido no membro comprometido, de forma que o sistema de controle recorre às outras

informações sensoriais não afetadas. Estratégias compensatórias no membro menos comprometido são observadas principalmente em populações clínicas. No controle da postura vertical quieta, como resultado da propriocepção do tornozelo prejudicada e da fraqueza muscular, a massa corporal é distribuído de forma assimétrica, com menos carga sustentada pelo membro afetado, fator que representa menor contribuição para manutenção da postura vertical (201).

Nesse sentido, os estudos supracitados, sugerem que mediante a perturbação das informações proprioceptivas em um dos membros inferiores, o sistema de controle seleciona o membro menos afetado para gerar respostas posturais mais estáveis, independente da preferência lateral. Neste sentido, Rougier et al. (202), após induzirem condições assimétricas de suporte de peso entre os membros inferiores em postura quieta, observaram que as estratégias posturais estão relacionadas à capacidade dos indivíduos de minimizar os deslocamentos do CP sob o suporte menos estável, independentemente do nível de assimetria de suporte de peso. De fato, o membro inferior com maior suporte de peso gera respostas mais estáveis da postura, identificados pelo menor deslocamento do CP resultante na direção AP (203). Assim, é possível que a assimetria de suporte de peso entre os membros inferiores represente estratégia compensatória para gerar respostas posturais mais estáveis.

Em pessoas sem comprometimento neurológico, uma investigação de nosso laboratório (LaHM-PUCPR) em conjunto com o Laboratório de Sistemas Motores Humanos (USP), teve como objetivo analisar se o escalonamento de respostas posturais automáticas (RPA) em condição de perturbação dependia da integração sensoriomotora (204). Os resultados mostraram que o sistema de controle postural é capaz de escalonar instantaneamente respostas articulares compensatórias, mediante restrições proprioceptivas nos tornozelos, aumentando as rotações de quadril concomitante com a diminuição da rotação dos tornozelos em RPAs. Contudo, análises de assimetrias levando em consideração o membro preferido e não preferido não foram realizadas, assim como as possíveis estratégias compensatórias de cada membro durante as RPAs. Estes são pontos relevantes para futuras investigações no controle da postura bipodal.

2.5.7 Especialização hemisférica no controle do equilíbrio de pessoas sem comprometimentos neurológicos

A partir dos estudos em pessoas acometidas por AVE, mostrando as assimetrias motoras de desempenho entre os membros inferiores a partir da especialização hemisférica, era de se esperar que em pessoas saudáveis o membro inferior esquerdo apresentasse melhor controle do equilíbrio quando comparado ao membro inferior direito, em destros (para revisão, ver 16). Entretanto, em pessoas sem acometimento neurológicos, os estudos mostram inconsistências para a especialização do hemisfério cerebral direito em tarefas que exijam o controle do equilíbrio postural.

Neste contexto, Vieira, Coelho & Teixeira (11), mostraram que, em postura unipodal em condição sem perturbações externas, o controle do equilíbrio mais estável, foi observado quando o corpo estava apoiado no membro inferior direito em comparação com o membro inferior esquerdo. Os autores interpretaram esse achado resultante da especialização do sistema sensorio-motor que controla o membro inferior direito para ajustes posturais contínuos de baixa magnitude. Essas evidências apontam que respostas posturais mais estáveis em pessoas sem comprometimento neurológico são moduladas no membro inferior direito, que supostamente pode ter envolvimento da preferência lateral.

Outro experimento, analisou a aplicação da hipótese da Especialização Hemisférica para membros inferiores. Marcori et al. (10), compararam o desempenho entre os membros inferiores em duas tarefas motoras: uma tarefa de apontamento com o membro inferior, para testar a noção da especialização do HCE (membro direito) para controle dinâmico, e uma tarefa de estabilidade do equilíbrio unipodal, para testar a noção de especialização do HCD (membro esquerdo) para controle de impedância. Os resultados não mostraram assimetria interlateral de desempenho em nenhuma tarefa. Contudo, a análise do equilíbrio unipodal revelou que o aumento da estabilidade postural quando apoiado no membro inferior esquerdo foi observado ao realizar simultaneamente a tarefa de mira com o pé contralateral, mas não no contexto de execução isolada da tarefa de equilíbrio. Estes resultados também fornecem suporte apenas parcial para a proposição de especialização do hemisfério direito para controle de impedância. Em conjunto, estas evidências sugerem que, para os membros inferiores, a preferência lateral pode ser um dos fatores responsáveis pelo

comportamento assimétrico entre os membros inferiores no controle do equilíbrio postural.

O conhecimento sobre como o sistema nervoso explora as sinergias articulares para estabilizar uma variável de desempenho, levando em consideração a preferência lateral, foi investigado apenas nos membros superiores em tarefa de apontar (55,163), e em tarefas de produção de força isométrica com os dedos das mãos Park et al. (41). Assim, há falta de evidência na literatura sobre o possível papel da preferência lateral no controle do equilíbrio por meio de análises de sinergia (por exemplo, com o método de *Uncontrolled Manifold*).

2.6 PREFERÊNCIA LATERAL NO CONTROLE DO EQUILÍBRIO

O termo preferência lateral é comumente utilizado em experimentos sobre controle do equilíbrio postural, justificado pelo fato de que não há um membro inferior dominante para todos os tipos de tarefas, mas sim o preferido para tarefas manipulativas e para as tarefas que exijam a estabilização postural (205,206,56,57,59). Neste sentido, os protocolos utilizados para avaliar o membro inferior preferido são estruturados em atividades com características manipulativas e estabilizadoras. Geralmente, o membro inferior não preferido é utilizado para dar suporte para as atividades do membro inferior preferido, ou seja, em tarefas que exijam estabilização do equilíbrio postural, como chutar uma bola, é o membro não preferido o responsável (56,59). Porém, outros estudos que avaliaram a preferência podal de acordo com a característica da tarefa mostraram que o membro inferior direito, em destros, é preferida para o desempenho não apenas de manipulação, mas também em tarefas de estabilização (207,24,26).

A revisão de Paillard & Noé (208), apresentou achados inconclusivos em relação ao desempenho de tarefas de equilíbrio entre os membros inferiores. Os autores não chegaram em um consenso se a preferência dos membros influencia ou não o equilíbrio postural unipodal. De maneira geral, os estudos revisados mostraram que, em destros, o membro direito e esquerdo, podem apresentar desempenho em tarefas de equilíbrio postural controversos, dependendo da população em análise (assimetrias em adultos saudáveis e simetria em atletas de algumas modalidades). Por fim, Paillard & Noé (208), concluíram que a regulação do equilíbrio postural pode ser baseada em uma função cerebral hemisférica lateralizada, de forma que a

assimetria funcional entre as duas áreas motoras primárias homólogas implicaria que o hemisfério preferido desempenha um papel crítico na seleção da estratégia postural adequada.

Diversos estudos sobre a preferência lateral entre os membros inferiores no controle do equilíbrio inferem as interpretações baseados nos parâmetros das oscilações do CP. No entanto, as variáveis baseadas apenas no CP, como área de oscilação (21), excursão do CP (23), área elíptica do CP 95%, e desvio padrão e velocidade (24,25) não indicaram efeito de preferência lateral. Lin et al. (22), compararam o controle do equilíbrio estático nos membros inferiores preferido e não preferido no controle do equilíbrio postural em jovens saudáveis. O controle do equilíbrio foi determinado pelos parâmetros de excursão do CP durante o teste de equilíbrio unipodal. Nesse estudo, a preferência dos membros inferiores foi determinada de acordo com três testes funcionais específicos: o teste de chutar uma bola, o teste de subir o degrau e o teste de recuperação de equilíbrio. Os resultados indicaram que o controle do equilíbrio unipodal nos membros preferido e não preferido eram simétricos. Em postura quieta bipodal, Prado-Rico & Duarte(209), a partir de parâmetros do CP e a assimetria de distribuição de peso entre os membros, identificaram que o desempenho entre os membros inferiores para o controle do equilíbrio é assimétrico devido à distribuição de peso ao longo do tempo. Este resultado, porém, não apresentou relação com membro preferido. Recentemente, Tracy et al. (210), investigaram se as contribuições da mudança da descarga de peso para o controle postural em pé podem ser quantificadas a partir de trajetórias do CP em adultos neurotípicos com preferência de membro inferior direito. Os autores não identificaram nenhuma diferença entre os membros inferiores nas contribuições das mudanças da descarga de peso quando agrupados pela preferência lateral, de forma que essas contribuições não se correlacionaram significativamente com as pontuações de *Waterloo Footedness*, sugerindo que as contribuições da descarga de peso dos membros inferiores para o equilíbrio, não estão relacionadas à preferência dos membros.

Uma possível razão pela qual os métodos convencionais muitas vezes falham em detectar a influência da preferência lateral no controle do equilíbrio postural pode estar relacionado com o fato de o CP ser uma variável resultante que condensa informações sobre a postura de corpo inteiro (211). Os experimentos que mostraram efeitos de preferência lateral consistentes dos membros inferiores na regulação do

equilíbrio postural são oriundos de análises que levaram em consideração os graus de liberdade das estratégias articulares (26,36). Nesta direção, Promsri, Haid & Federolf (26), levantaram a hipótese de que as assimetrias funcionais entre os membros inferiores para tarefas dinâmicas (e.g., chutar uma bola) e estabilizadoras poderiam ser observadas pelo padrão da coordenação multiarticular. Os autores sugeriram as medidas do CP como uma limitação para identificar as assimetrias do controle entre os membros, justificando que a resultante do CP condensa os padrões coordenativos articulares na regulação do equilíbrio.

Como solução para este problema Promsri, Haid & Federolf (26), utilizaram o método de Análise de Componentes Principais (ACP) nos três planos anatômicos para examinar a assimetria articular coordenativa no controle do equilíbrio durante uma tarefa postura unipodal. Nesse estudo, foram testadas as estruturas articulares coordenativas dos movimentos e as diferenças na frequência ou regularidade das intervenções corretivas do sistema para a regulação do equilíbrio postural. Os resultados da ACP, para a variância relativa, que teoricamente está relacionada com as diferenças na estrutura coordenativa (estratégias de controle), não mostraram diferença entre os membros inferiores. Entretanto, os resultados das acelerações articulares principais, fator que indica a frequência ou regularidade das intervenções neuromusculares corrigindo as trajetórias do movimento (26), revelaram que o membro não preferido necessita de intervenções corretivas mais ativas do sistema de controle e com maior frequência para estabilizar a postura. Outro ponto de destaque foi a diferença das estratégias articulares entre os planos anatômicos. No plano frontal, o membro preferido para tarefas dinâmicas mostrou assimetria na aceleração dos componentes de movimento de oscilação, especificamente na estratégia de tornozelo combinada com a do quadril e movimento da pelve, enquanto no plano sagital houve predominância da estratégia do quadril. No membro preferido para tarefas estáticas os resultados indicaram predominância da estratégia de tornozelo combinada com a do quadril no plano frontal. Em um estudo subsequente, Promsri et al. (36), analisaram a estrutura articular coordenativa dos movimentos e as diferenças na frequência ou regularidade das intervenções corretivas para a regulação do equilíbrio postural unipodal sobre plataforma instável multiaxial. Os resultados mostraram que as acelerações principais ocorreram no sentido anterolateral (diagonal), por meio da estratégia de quadril combinada com a estratégia de tornozelo

(supinação/pronação) na condição em que os participantes usaram o membro inferior não preferido.

Os resultados destes estudos (36,26) sugerem que as intervenções do sistema de controle para estabilizar a postura dependem da estratégia de coordenação articular nos diferentes planos anatômicos de movimentos e podem depender da preferência lateral. A análise do controle do equilíbrio no plano 3D de cada membro irá auxiliar a compreender como o sistema nervoso mantém estável a variável de desempenho no controle do equilíbrio, esclarecendo o papel da preferência lateral neste contexto.

2.7 SISTEMA PROPIOCEPTIVO NA MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO

O equilíbrio postural depende de informações sensoriais sobre o ambiente e a relação do corpo com esse ambiente. As informações somatossensoriais dos pés, coxas e pernas, assim como entradas vestibulares e visuais são fontes importantes para regulação do sistema (137,31,212). Neste contexto, após um estímulo interno ou externo que leva à um potencial desequilíbrio postural, essas informações sensoriais são integradas por meio da organização sensorial e enviadas para o SNC por controle via *feedback* (37).

O sistema vestibular mede as acelerações gravitacionais, lineares e angulares da cabeça em relação ao ambiente externo (213). O sistema visual é responsável pelo reconhecimento do fluxo de campo visual, proporção de tamanho, distância e profundidade do ambiente externo, diferenças de contraste entre os objetos no ambiente, orientação dos olhos e da cabeça em relação a objetos circundantes (214,215). O sistema somatossensorial tem uma grande quantidade de sensores espalhados pelo corpo humano para detectar a posição e a velocidade de todos os segmentos do corpo quando em contato com objetos externos (incluindo o solo) e a orientação da gravidade (216,217). Em postura vertical, quando as informações da superfície de suporte são disponíveis e confiáveis, as informações somatossensoriais desempenham um papel relevante no controle do equilíbrio postural (218,219,200).

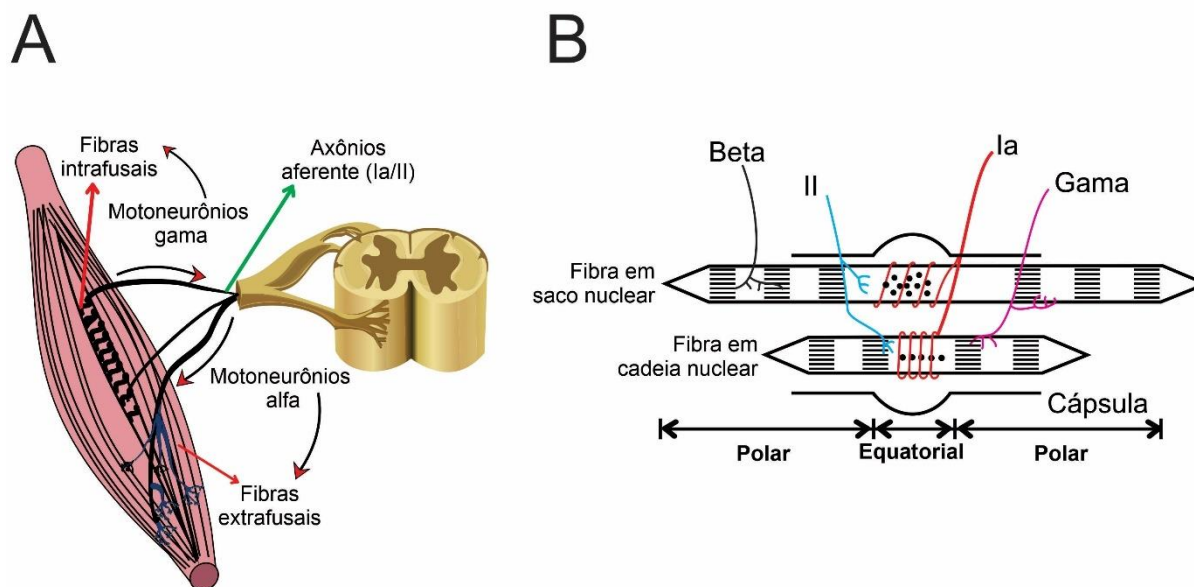
Para manter o equilíbrio, os fusos musculares são considerados como um dos mais importantes sensores (50, pág. 72-347). Os fusos têm como função básica prover informações para o sistema nervoso sobre as mudanças no comprimento muscular (**Erro! Fonte de referência não encontrada.**, painéis A e B). São fusiformes e

ficam em paralelo com as fibras dos músculos esqueléticos, composto essencialmente por fibras musculares intrafusais (menores), localizadas na região interna do fuso, e por fibras extrafusais (maiores) localizadas externamente ao fuso (220,221). A estrutura de um fuso possui conexões elásticas internas com as fibras intrafusais e conexões externas com as fibras extrafusais. Como resultado, quando as fibras extrafusais são alongadas, o fuso e as fibras intrafusais também são alongadas.

As fibras intrafusais fornecem informações essenciais para o controle motor sobre a posição e velocidade relativa dos segmentos corporais (85). O fuso envia as informações proprioceptivas para o sistema nervoso via aferente pelo qual os potenciais de ação são transmitidos por meio de axônios aferentes (grupo I, II, III e IV) por controle *feedback* (transferência de informação de volta para o SNC). Existem dois tipos de terminações sensoriais nas fibras intrafusais: as primárias e secundárias. Na região central dos fusos estão localizadas as terminações sensoriais primárias e secundárias que dão origem as respectivas fibras aferentes do grupo I (resposta reflexa de curta latência) e do grupo II (resposta reflexa de média latência) (222). As terminações primárias, de rápida condução de sinais aferente, se conectam ao SNC por meio de neurônios sensoriais grandes e de baixo limiar de ativação. Isso as torna sensíveis a variações do comprimento das fibras musculares, em particular durante movimentos dinâmicos, sendo sensíveis também à velocidade, podendo ficar completamente inativadas quando o músculo é encurtado. Já as terminações secundárias, de baixa velocidade de condução, são sensíveis apenas ao comprimento do músculo, mas não à sua velocidade. Estas, são localizadas na região central, porém, mais distal em relação às terminações primárias. As terminações secundárias transmitem informações aferentes por meio de neurônios menores com pouca sensibilidade à variação dinâmica do comprimento muscular, estando relacionadas com controle reflexo e ajuste da postura em condições semiestáticas (223,85,220).

Cada fuso muscular possui um número variável de axônios aferentes do grupo I e do grupo II. Os axônios aferentes do grupo Ia tem maiores diâmetros e suas terminações formam um espiral ao redor das regiões centrais das fibras em cadeia e em saco nuclear. O axônio aferente do grupo II possui uma terminação não espiral que se conecta com as fibras em cadeia nuclear. O corpo celular dos neurônios aferentes dos grupos I e II estão localizados nos gânglios das raízes dorsais, próximos à medula espinal (220).

Figura 11 - Fuso muscular e suas principais estruturas anatômicas



Fonte: a autora (2024), adaptado de Enoka (220).

Nota. (A) representação do músculo com o fuso internamente; (B) um fuso muscular esquematizado.

Além de um sistema aferente, as fibras intrafusais dos fusos musculares recebem impulsos eferentes. As fibras dos músculos esqueléticos são inervadas por três grupos de motoneurônios: alfa (α), são maiores e inervam as fibras musculares extrafusais, constituindo unidades motoras, consideradas as principais responsáveis pela contração muscular; gama (γ), são os menores e se conectam exclusivamente com as fibras musculares intrafusais; e beta (β), têm tamanho intermediário e inervam tanto as fibras musculares intrafusais como extrafusais. Os neurônios beta e gama contatam as fibras intrafusais em suas regiões distais ricas em miofilamentos, responsáveis pelo envio das informações que indicam as mudanças no comprimento muscular (85,220). Quando um potencial de ação é iniciado na porção inicial do axônio de um motoneurônio beta ou gama e transmitido para um fuso muscular, ocorre uma contração levando ao encurtamento das fibras intrafusais nas regiões distais e um alongamento da região central e dos aferentes dos fusos musculares (grupo I e grupo II). O alongamento resulta em ativação dos aferentes pela geração dos potenciais de ação que são transmitidos para o SNC. As informações dos fusos transmitem ao SNC, via *feedback*, informações sobre a posição e orientação do sistema articular e sinalizam uma possível perturbação imposta pelo ambiente externo ou interno sobre o sistema de controle postural.

2.7.1 Coordenação articular prejudicada em condições de déficits sensoriais

Em populações clínicas, assumir simetria entre os membros inferiores pode representar um viés ainda mais significativo, em que as estratégias posturais compensatórias são moduladas de acordo com o tipo, lado e nível do acometimento da lesão no SNC ou periférico (224,225,226,17).

A avaliação de postura ereta quieta em pacientes com comprometimentos neurológicos, por exemplo, em pacientes pós-AVE, mostraram que respostas posturais comprometidas estão associadas aos déficits sensoriais proprioceptivos (227). Por exemplo, o estudo de Niam et al. (227), apontou que apenas as pessoas pós-AVE com a propriocepção prejudicada no tornozelo mostraram aumento significativo na amplitude e velocidade nos parâmetros do CP, com dependência visual aumentada na regulação da postura ereta quieta. Os resultados sugerem, que na presença de déficits sensoriais proprioceptivos, o sistema de controle postural pondera predominantemente informações visuais confiáveis para o controle do equilíbrio postural (228,229). Além disso, foi identificado que o comprometimento sensoriomotor em pessoas pós-AVE geralmente resulta em descontrole unilateral, manifestado no aumento da descarga de peso no membro não afetada pela lesão (201). Essa distribuição assimétrica ocasiona: aumento do deslocamento do CP resultante no sentido AP desse membro (203); redução da sincronização temporal das flutuações do CP sob os pés, relacionada ao aumento da oscilação postural ML (230,231); e contribuição reduzida do lado mais afetado para o controle do equilíbrio em pé (231).

Os comprometimentos sensoriais proprioceptivos foram apontados como os principais responsáveis pelos déficits na coordenação entre as articulações em tarefas motoras de membros superiores (232). O conhecimento sobre como a coordenação articular mantém o CM estável ao longo da tarefa de equilíbrio vertical e de que forma a especialização hemisférica e a preferência lateral contribuem para o objetivo da tarefa, até o presente momento, não foi explorada, até o presente momento.

Baseado em estudos que mostram que a coordenação intersegmentar dos membros superiores foi comprometida em pessoas com lesão no HCE (75,189,190,191,192), espera-se que a perturbação proprioceptivas induzida por meio da vibração no tendão calcâneo no membro inferior direito, cause uma variabilidade

desestabilizadora do CM, exibindo maiores erros na manutenção do equilíbrio postural.

2.7.2 Aplicação de vibração no tendão calcâneo para avaliar o efeito da propriocepção no controle do equilíbrio

O importante papel da propriocepção para a cinestesia foi inicialmente observado por Goodwin, McCloskey & Matthews (197), por meio da aplicação de vibração no tendão do bíceps e do tríceps. A vibração mecânica do tendão acionou descargas primárias do fuso, que são interpretadas pelos centros neurais superiores como se fossem devidas à excitação dos fusos pelo alongamento do músculo. As descargas aumentadas indicam que o músculo vibrado era mais alongado do que realmente era, causando ilusão de movimento e, portanto, produzindo um erro correspondente no processamento central do ângulo do cotovelo a partir das informações proprioceptivas. A vibração mecânica causa ilusões de movimentos por meio da perturbação do envio do *feedback* das informações proprioceptivas oriundas dos fusos musculares para o SNC (197).

A vibração leva à uma série de eventos sensório-motores, que incluem contração reflexa dos músculos (reflexo vibratório tônico, (233) tanto na área de aplicação de vibração quanto em áreas relativamente remotas do corpo (234), ilusões cinestésicas (normalmente o músculo diretamente sujeito à vibração é percebido como sendo alongado (235), distúrbios posturais (quedas induzidas por vibração (236,237). A vibração pode envolver estruturas neurais que participam do desempenho de tarefas comuns como postura vertical e locomoção (238,239).

Devido à ilusão de movimento, a aplicação de vibração externa no tendão calcâneo é uma técnica amplamente utilizada para analisar o papel da propriocepção no controle do equilíbrio (240,241,242,243,244,245,229). A vibração no tendão calcâneo é um forte estímulo mecânico capaz de ativar os aferentes sensoriais primários (Ia) que inervam os fusos musculares envolvidos na regulação do equilíbrio postural (246,247,248). Além disso, os aferentes Ia têm amplas conexões heterônimas; ou seja, projeções para motoneurônios que inervam outros músculos que atuam na mesma articulação, bem como em articulações diferentes (243). Assim, a vibração mecânica no tendão calcâneo pode auxiliar a esclarecer o papel das

informações proprioceptivas no controle do equilíbrio vertical não somente do músculo de forma isolada, mas de outros músculos associados à mesma articulação.

O intuito dessa vibração é perturbar a fonte sensorial proprioceptiva, especificamente dos músculos da região distal do membro inferior, considerada a mais relevante no envio das informações aferentes para a regulação do controle da oscilação postural (212). Acredita-se que a informação proprioceptiva prejudicada explique a sensibilidade diminuída para o posicionamento articular (249) e a escala de força (250). A vibração mecânica é uma ferramenta útil para esse propósito, pois pode ser usada para perturbar a propriocepção em músculos específicos (251), ativando principalmente os aferentes primários (Ia) nos fusos musculares (252), e induzindo o alongamento muscular (251). Essa vibração irá gerar um sinal aferente (253) e uma estratégia motora “corretiva” será necessária para retornar ao comprimento inicial do músculo e manter o equilíbrio postural estável.

Especificamente, no controle postural os estudos têm investigado a proeminência do HCD no controle do equilíbrio, baseados na premissa de que esse hemisfério cerebral está envolvido no processamento de informações proprioceptivas, especificamente associadas às informações dos fusos musculares (19,18). Quando um estímulo vibrotátil no tornozelo foi aplicado em adultos jovens e idosos, Goble et al. (19), observaram que a ativação neural resultante foi predominantemente localizada nas áreas do lado direito do córtex parietal, frontal e insular, independentemente do lado do tornozelo estimulado e da idade. Essa ativação também foi associada às oscilações posturais quando os indivíduos permaneceram em uma postura ereta tranquila, sugerindo que, além dos mecanismos reflexos periféricos, o HCD estaria envolvido no processamento de informações proprioceptivas relacionadas às oscilações corporais. Esses achados são apoiados por um estudo anterior envolvendo condições experimentais com manipulação sensorial proprioceptiva, observando que ilusões de movimento induzidas por vibração ocorrem apenas se as áreas corticais do lado do RCH forem ativadas (20). Os resultados de Duclos et al. (18), com perturbação sensorial no tendão calcâneo, mostraram que pacientes pós-AVE com comprometimento do HCD apresentaram maior amplitude e variabilidade do CP, sugerindo maior instabilidade postural. Assim, uma possível estratégia para investigar a contribuição das informações proprioceptivas na coordenação articular durante o controle da postura ereta quieta pode ser por meio de perturbação das informações proprioceptivas dos membros

inferiores de forma unilateral, comparando as respostas cinemáticas e cinéticas após vibração no tendão calcâneo (212,143).

Acredita-se que ao manipular unilateralmente as informações proprioceptivas nos membros inferiores, comparando os resultados cinéticos após vibração no tendão calcâneo, será possível investigar o quanto as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores são explicadas pela especialização do HCD no processamento de informações dos mecanismos proprioceptivos dos fusos musculares para controle do equilíbrio. Se de fato o HCD é predominante no processamento das informações proprioceptivas para o controle estável da postura ereta, espera-se que as forças das sinergias cinemáticas sejam menores quando em postura unipodal apoiado no membro inferior esquerdo em condição de vibração ipsilateral quando comparado ao apoio unipodal no membro direito em mesmas condições.

Considerando o volume de informações de cada objetivo, optou-se em apresentar os capítulos divididos na seguinte estrutura textual: métodos, resultados, discussão e conclusão. Cada capítulo descreve em subtópicos os procedimentos adotados para responder a cada objetivo apresentado, descritos em sequência.

3 MÉTODOS

Esta é uma pesquisa do tipo experimental, quantitativa e transversal. Os experimentos foram realizados no Laboratório de Motricidade Humana da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR). Todos os procedimentos experimentais da tese foram aprovados em conformidade com os procedimentos do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (processo n. 5.064.754) (ANEXO B). Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE, ANEXO A), e somente após a assinatura do TCLE os participantes foram submetidos à avaliação para testar a elegibilidade, conforme critérios de inclusão.

Devido ao lastimável cenário de pandemia de COVID-19, que coincidiu com o desenvolvimento da coleta de dados da tese, seguiu-se um protocolo de prevenção contra a contaminação de COVID-19, descrito em detalhes no APÊNDICE A.

3.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Os critérios de inclusão foram comuns a todos os experimentos. Foram incluídos no estudo participantes com idade entre 18 a 45 anos, conforme os seguintes critérios de inclusão: a) não apresentar histórico de disfunções ortopédicas que afete os membros inferiores, nem disfunções neurológicas, visuais não corrigidas, vestibulares, ou lesões nas articulações dos membros inferiores; (b) ausência de osteoporose, doenças que afetassem a contração muscular, vertigens frequentes, artrose; (c) não ter realizado qualquer procedimento cirúrgico ortopédico, muscular e neurológico com tempo inferior a 6 meses ou não estar apto conforme estipulado por recomendações médicas; (d) não apresentar histórico de quedas em situações cotidianas; (f) dificuldade para realizar movimentos rápidos; (g) ser vacinado contra COVID-19 com suas respectivas doses recomendadas.

3.2 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Os critérios de exclusão foram comuns a todos os experimentos. Foram excluídos da pesquisa participantes que: durante o experimento relatarem dores musculares e/ou articulares ou tonturas durante a tarefa unipodal que impossibilitassem a conclusão do experimento; apresentassem preferência lateral no membro inferior esquerdo para tarefas de manipulação e estabilização.

3.3 SETUP EXPERIMENTAL - OBJETIVO 1

Esse experimento foi elaborado para responder ao objetivo específico 1: investigar a coordenação angular durante o equilíbrio unipodal em apoio no membro inferior direito e esquerdo, considerando padrões de coordenação individuais.

3.3.1 Participantes

A amostra foi composta por grupo único de pessoas de ambos os sexos, autodeclaradas saudáveis por meio do preenchimento da anamnese clínica (254) (Anexo C). Eles autodeclararam ausência de lesões articulares ou musculares em membros inferiores, disfunções neurológicas e não consumiram medicamentos que pudessem afetar seu equilíbrio corporal. Dezenove adultos saudáveis (8 mulheres e 11 homens), com idade de 25,1 anos (DP = 6,61), com altura média de 169,3 cm (DP = 10,2) e massa de 71,1 kg (DP = 16,9) participaram deste experimento.

Para calcular o quociente de lateralidade (QL) no teste de preferência manual, foi utilizada a seguinte equação: $QL = (total\ D - total\ E / total\ D + total\ E) \times 100$, onde: D, é a quantidade de participantes que preferem o membro superior direito; E, quantidade de participantes que preferem o membro superior esquerdo (255). Os participantes foram caracterizados como: membro inferior esquerdo forte (-100), esquerdo moderado (-99 a -60), indiferente (-59 a +59), direito moderado (+60 a +99) ou direito forte (+100) (256).

O Inventário de Dominância de Mãos de Edimburgo (255) indicou um quociente de lateralidade médio de 84,2% (DP = 15,0) entre os participantes. Treze (68%) apresentaram preferência moderada pelo membro superior direito (pontuação entre +60 a +99) e 6 (31%) eram fortemente destros (pontuação +100). O Inventário de Waterloo de preferência de membros inferiores adaptado (56) indicou uma pontuação média de 7,0 (DP = 2,2) para tarefas relacionadas à mobilização e 5,9 (DP = 3,3) para tarefas relacionadas ao equilíbrio, ambas as pontuações (acima de 4) indicam uma preferência consistente pelo lado direito do corpo. Portanto, ao longo deste estudo, consideramos que o membro inferior preferido é o direito e o não preferido é o esquerdo.

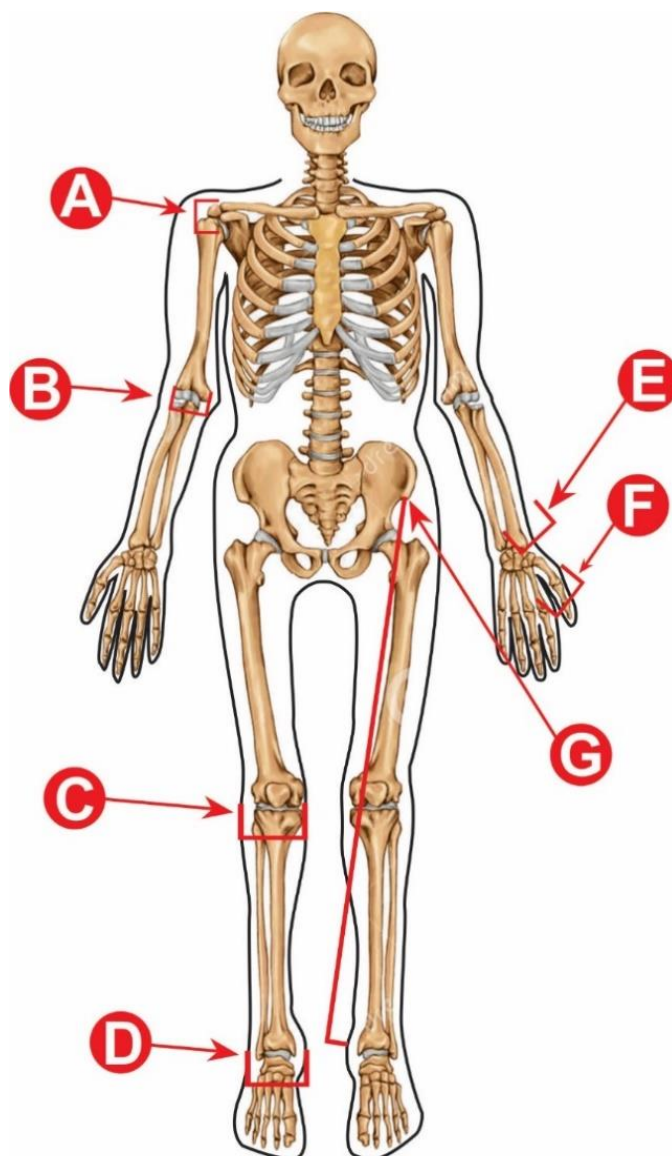
3.3.2 Procedimentos antropométricos para fixação dos marcadores cinemáticos

A estatura foi medida, com o participante descalço por meio de um estadiômetro (*Personal Caprice Sanny*, modelo ES2060), pela distância entre a planta dos pés até o vértex. A massa corporal foi medida na posição ortostática, por meio de uma balança digital (Multilaser - Digi-Health). Essas medidas são necessárias para o cálculo do modelo *Plug-in Gait full-body* do sistema Vicon®.

Os diâmetros ósseos, espessuras e comprimentos dos segmentos corporais foram medidos de acordo com o seguinte protocolo (Figura 12):

- A: distância vertical do centro da articulação glenoumeral até o marcador na articulação acromioclavicular;
- B: diâmetro do cotovelo - distância entre os epicôndilos mediais e laterais do úmero;
- C: diâmetro do joelho em relação ao eixo de rotação;
- D: diâmetro do tornozelo sobre os maléolos mediais e laterais;
- E: espessura do punho - distância entre a região anterior e posterior do punho com o participante na posição anatômica;
- F: espessura da mão - distância entre a superfície dorsal e palmar da mão no ponto da falange proximal do segundo metacarpo;
- G: comprimento do membro inferior - medido a partir da espinha ilíaca anterossuperior até o maléolo medial.

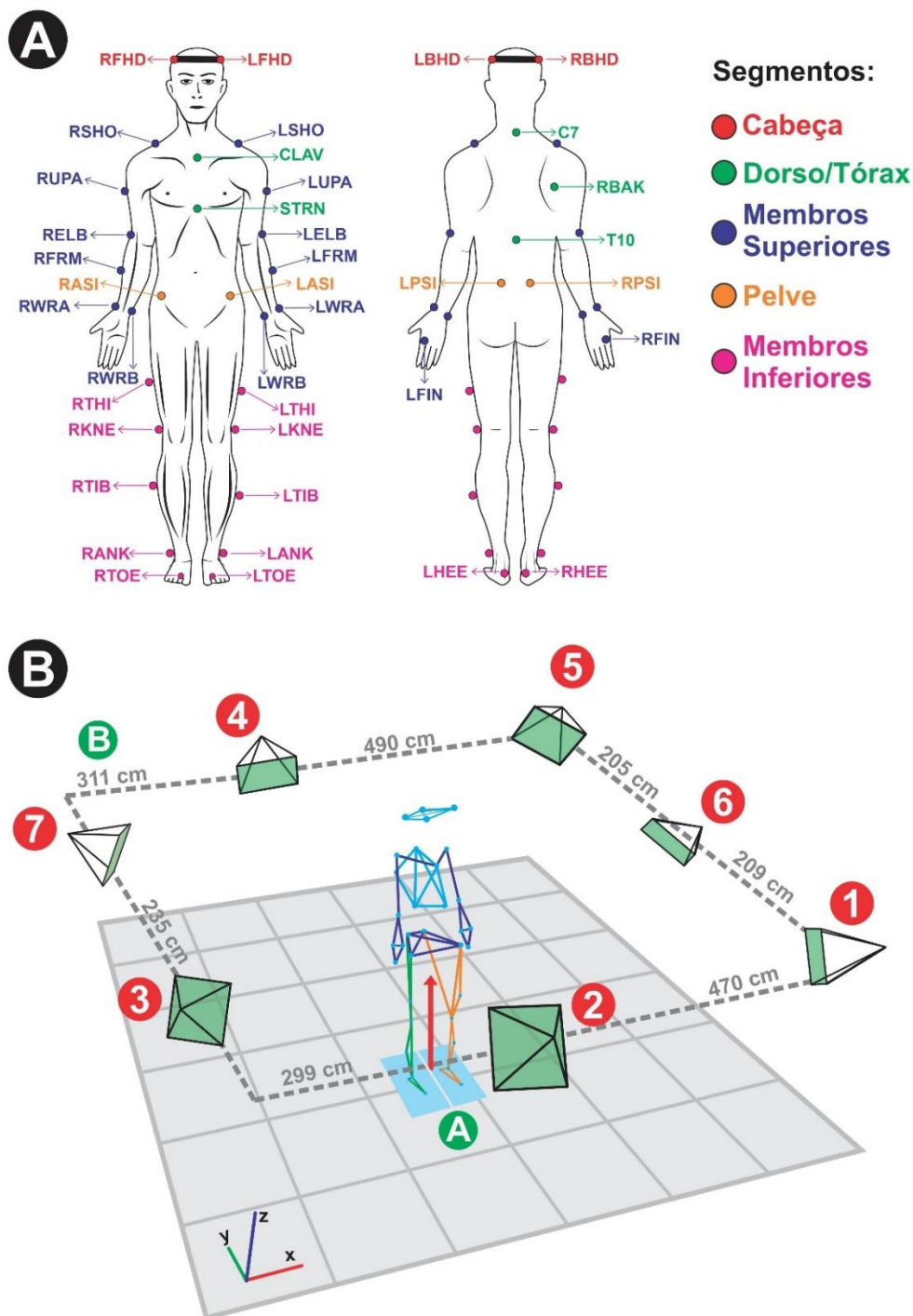
Figura 12 - Representação dos pontos anatômicos para as medidas antropométricas do modelo Plug-in Gait full-body.



Fonte: disponível em: < <https://docs.vicon.com>>; acesso em janeiro de 2020.

Após a realização das medidas antropométricas, 39 marcadores esféricos passivos (14 mm de diâmetro) foram fixados em pontos anatômicos específicos em ambos os lados do corpo, de acordo com o modelo de corpo inteiro *plug-in-gait* da Vicon® (257). Sete câmeras optoeletrônicas (06 Bonita T-series e 01 Vero v1.3X Vicon®, Oxford Metrics Limited, Inglaterra) rastream a posição dos marcadores a uma taxa de amostragem de 200 Hz (Figura 13).

Figura 13 - Representação do posicionamento dos marcadores cinemáticos e ambiente de coleta de dados.



Fonte: a autora (2024), adaptado do manual *Plug-in Gait Reference Guide*, disponibilizado pela Vicon®. Para descrição detalhada dos marcadores acessar: <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11611993/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?attachment=/download/attachments/11611993/Plug-in%20Gait%20Reference%20Guide.pdf&type=application/pdf&filename=Plug-in%20Gait%20Reference%20Guide.pdf>

Nota: Marcadores cinemáticos (Painel A) e, ambiente de coleta de dados para rastreamento de marcadores cinemáticos durante o experimento (Painel B); os números de 1 a 7 correspondem às câmeras responsáveis pela captura dos movimentos. As distâncias do centro da lente da câmera ao solo correspondem a:

câmera 1, 223 cm; câmera 2, 283 cm; câmera 3, 250 cm; câmera 4, 277 cm; câmera 5, 240 cm; câmera 6, 255 cm; câmera 7, 245 cm. A área de coleta corresponde a 678 cm de comprimento e 430 cm de largura.

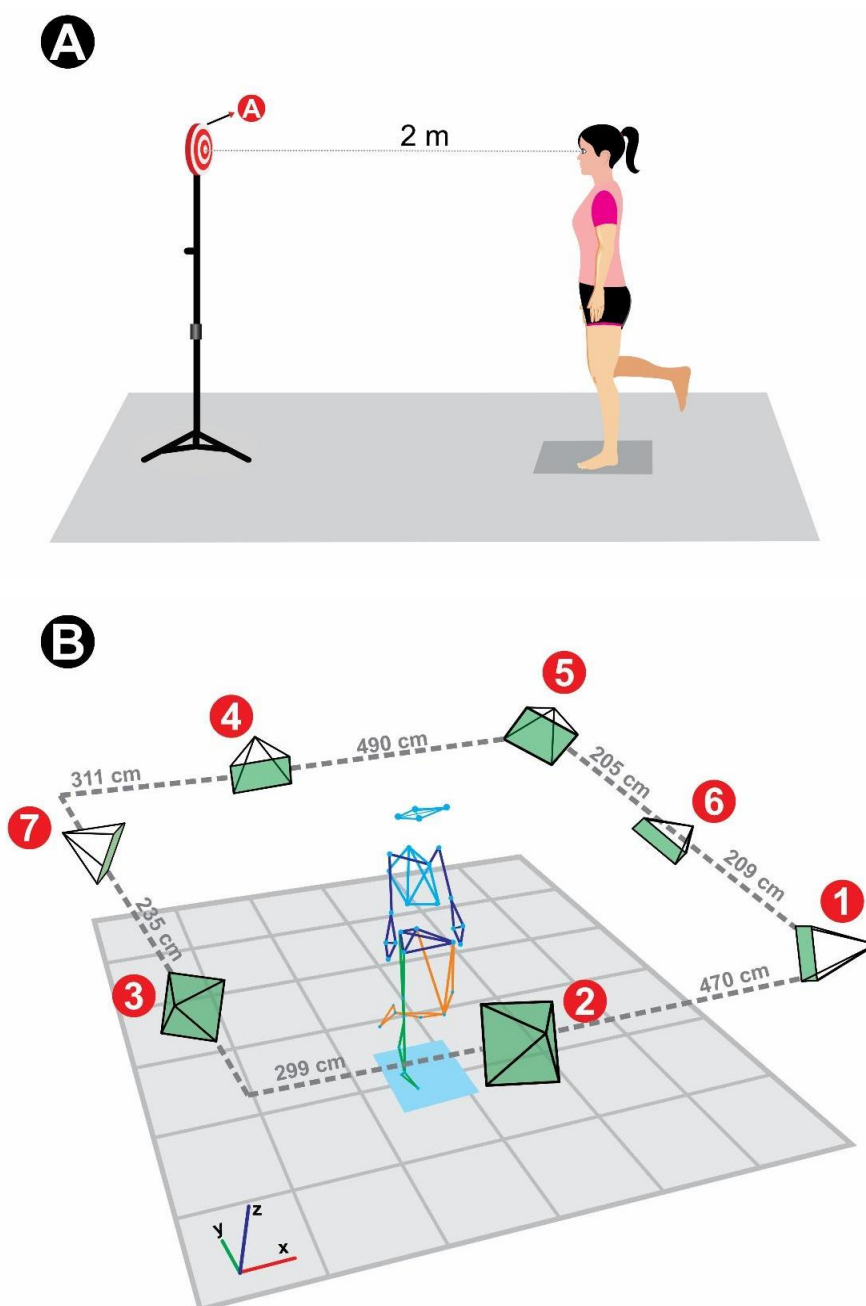
3.3.3 Tarefa unipodal

Os participantes foram então instruídos a permanecer na postura unipodal por um minuto, olhando para um alvo a 2 m de distância na altura dos olhos. No início e no final do intervalo de um minuto, os participantes mantiveram os braços levantados em abdução de ombros entre 15 s e 10 s para garantir que o software de processamento reconhecesse corretamente os marcadores.

No restante do tempo, os participantes foram solicitados a permanecer o mais parados possível, mantendo os braços ao longo do corpo e não os mover. Em relação ao membro inferior suspenso, eles foram instruídos a manter a coxa paralela à de apoio, flexão do joelho de aproximadamente 90 graus e tornozelo relaxado. Além disso, eles deveriam evitar tocar o membro inferior apoiado no solo com o membro suspenso e não tocar o chão com o membro suspenso. Nenhum dispositivo externo foi usado para restringir o membro suspenso.

A configuração experimental com posicionamento dos participantes é mostrada na Figura 14. Os participantes realizaram dois testes de um minuto com cada membro inferior como membro de apoio no solo, alternadamente com intervalos de descanso de 2 minutos entre eles para evitar os efeitos da fadiga muscular. A ordem de avaliação dos membros inferiores foi randomizada entre os participantes.

Figura 14 - Representação da tarefa postural (Painel A) e da configuração experimental (Painel B).



Fonte: a autora (2024).

Nota: Alvo para fixar o olhar (A); representação do ambiente de coleta de dados para rastreamento de marcadores cinemáticos durante o experimento (B); os números de 1 a 7 correspondem às câmeras responsáveis pela captura dos movimentos. A distância do centro da lente da câmera ao solo corresponde a: câmera 1, 223 cm; câmera 2, 283 cm; câmera 3, 250 cm; câmera 4, 277 cm; câmera 5, 240 cm; câmera 6, 255 cm; câmera 7, 245 cm. A área de coleta corresponde a 678 cm de comprimento e 430 cm de largura.

3.3.4 Processamento dos dados cinemáticos – objetivo 1

As coordenadas dos marcadores foram pré-processadas automaticamente com o *software* Nexus 2.12.1 (Vicon® Oxford Metrics Limited, Inglaterra). O método de interpolação de *spline* foi usado para preencher os *gaps* antes do cálculo dos ângulos articulares e segmentares. Os ângulos considerados neste experimento foram: pescoço, tórax, coluna, pelve, quadris, joelhos e tornozelos em três dimensões (ver Tabela 1).

O *software* Nexus calcula os ângulos segmentares e articulares a partir das coordenadas dos marcadores associando um quadro de referência 3D a cada segmento (257). Os ângulos segmentares e articulares correspondem à orientação relativa entre segmentos adjacentes definidos por uma sequência de rotações ao redor do quadro de referência do segmento mais proximal. As rotações são realizadas de acordo com a ordem dos ângulos de Cardan (YXZ), exceto para os ângulos do tornozelo (YZX). Os ângulos segmentares, como o tronco, correspondem às rotações em relação ao sistema de referência global.

Após uma inspeção visual preliminar, os dados brutos dos ângulos foram exportados como arquivos c3d e processados com rotinas personalizadas no MATLAB® 2023b (MathWorks Inc, Natick, MA). Os dados cinemáticos foram filtrados digitalmente em passa-baixa (filtro Butterworth de quarta ordem, *zero lag*) com uma frequência de corte de 10 Hz.

3.3.5 Análise de componentes principais

Para identificar a existência de padrões coordenativos articulares comuns entre os indivíduos em postura unipodal com suporte no membro inferior direito ou esquerdo, foi empregada a Análise de Componentes Principais (ACP). Além disso, a ACP permite identificar qualitativa e quantitativamente quais articulações estariam ativamente mais envolvidas e, conseqüentemente explicariam a variabilidade durante o controle do equilíbrio. O método de ACP, foi inicialmente pensado como um pré-requisito para a aplicação da abordagem UCM. Um dos pré-requisitos da abordagem UCM, é garantir que a articulação envolvida no movimento seja modulada pelo sistema nervoso de forma independente e não caracterizado como acoplamento mecânico (50).

A ACP não assume padrões coordenativos a priori e permite considerar todos os graus de liberdade articulares em 3D (211). A ACP reduz conjuntos de dados de alta dimensão a um pequeno número de modos de movimento e tem sido aplicado consistentemente para investigar a coordenação no movimento humano (258). Os estudos que empregam ACP na postura unipodal, concatenam dados de todos os participantes para determinar os movimentos principais (ou seja, movimentos próprios ou padrões de movimento) (26,36). Após determinar esses modos de movimento, os autores identificaram quais articulações ou segmentos participaram deles para cada indivíduo. Assim, esses padrões de movimentos são considerados compartilhados por toda amostra, dessa forma, não permitindo identificar os padrões articulares individualmente. Assim, a presente investigação visa complementar e avançar o conhecimento das assimetrias de desempenho entre os membros inferiores durante o equilíbrio. Foi considerado que padrões de coordenação comuns podem não existir entre os indivíduos, então conduzimos as ACP separadamente para cada indivíduo. A ACP, foi realizada com os 30 ângulos entre os segmentos adjacentes e seus respectivos graus de liberdade, nos respectivos planos anatômicos definidos conforme descritos em detalhes nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Descrição dos ângulos articulares e segmentares considerados para a análise cinemática. O ângulo do tórax e da pelve são ângulos segmentares e os outros são ângulos articulares. O eixo x corresponde aos movimentos no plano frontal, o eixo y no plano sagital e o eixo z no plano transversal do segmento proximal da articulação correspondente.

Articulações ou segmento	Movimento	Planos anatômico s	Eixos de rotação	Nº Graus de liberdade	Ângulo
Pescoço	Flexão/extensão	Sagital	ML	3	Ny
	Inclinações laterais	Frontal	AP		Nx
	Rotações D e E	Transversal	LT		Nz
Coluna Vertebral	Flexão/Extensão	Sagital	ML	3	Sy
	Inclinações laterais	Frontal	AP		Sx
	Rotações D e E	Transversal	LT		Sz
Pelve	Anteroversão/ Retroversão	Sagital	ML	3	Py

	Inclinações laterais	Frontal	AP		Px
	Rotações D e E	Transversal	LT		Pz
Quadris	Flexão/Extensão	Sagital	ML	6	Hy
	Adução/Abdução	Frontal	AP		Hx
	Rotação interna/externa	Transversal	LT		Hx
	Flexão/extensão	Sagital	ML		Ky
Joelhos	Abdução/adução	Frontal		6	Kx
	Rotação interna/externa	Transverso			Kz
Tornozelos	Flexão plantar/dorsal	Sagital	ML	6	Ay
	Inversão/eversão	Frontal	AP		Ax
	Adução e abdução	Transverso	LT		Az
Tórax	Flexão/extensão	Sagital	ML	3	Ty
	Inclinações laterais	Frontal	AP		Tx
	Rotações D e E	Transversal	LT		Tz

Fonte: a autora (2024).

Tabela 2 - Descrição dos ângulos articulares e dos respectivos segmentos adjacentes considerados para a construção do modelo biomecânico em 3D.

Ângulos articulares	Descrição do tipo de ângulo	Segmentos para o cálculo dos ângulos
Pescoço	Relativo	Entre a cabeça em relação ao tórax
Coluna Vertebral	Relativo	Entre o tórax em relação à pelve
Pelve	Absoluto	Entre a pelve e o sistema de coordenadas do laboratório
Quadris	Relativo	Entre a pelve e a coxa
Joelhos	Relativo	Entre a coxa e a perna.
Tornozelos	Relativo	Entre a perna e o pé.
Tórax	Absoluto	Entre o tórax e o sistema de coordenadas do laboratório

Fonte: a autora (2024).

O procedimento para ACP compreendeu cinco etapas principais. Na etapa 1 (Figura 15, painel A), foram definidos 30 vetores de interesse correspondentes aos 10 ângulos da Tabela 1 em 3 eixos (x, y, z). Considerando os 35 segundos com uma taxa de amostragem de 200 amostras/segundo, o número de amostras para ambas as tentativas são $70 \times 200 = 14.000$. Então uma matriz de ângulos, $\mathbf{P} \in R^{M \times N}$ com $M=30$ e $N=14.000$ foi construída organizando os ângulos em linhas e as amostras em colunas.

Na etapa 2 (Figura 15, painel B), um vetor $\bar{\mathbf{p}}$ de valores médios foi obtido com a Equação 1 pela média dos ângulos entre as amostras.

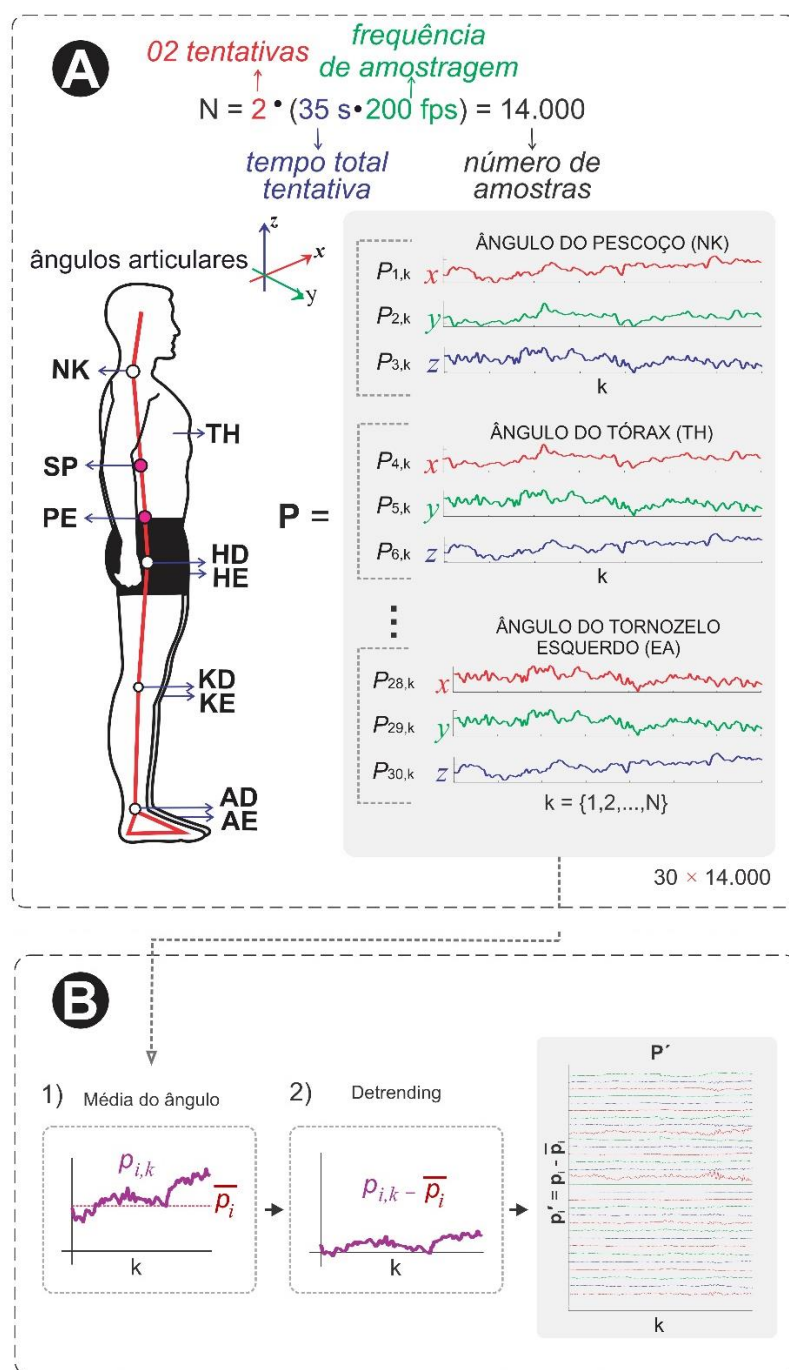
$$\bar{\mathbf{p}} = \begin{bmatrix} \bar{p}_1 \\ \vdots \\ \bar{p}_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N P_{1,k} \\ \vdots \\ \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N P_{M,k} \end{bmatrix} \quad (2)$$

em que $P_{1,k}$ é o k-ésimo elemento da primeira linha da matriz $\mathbf{P}$, e $\bar{p}_i$ é a média dos elementos da i-ésima linha nas N colunas da matriz $\mathbf{P}$. Em seguida, uma nova matriz $\mathbf{P}' \in R^{M \times N}$ foi obtida subtraindo os valores médios conforme a Equação 2, ou seja, fazendo o “*detrending*” pela média.

$$\mathbf{P}' = \begin{bmatrix} \mathbf{p}'_1 \\ \vdots \\ \mathbf{p}'_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{1,1} - \bar{p}_1 & \cdots & p_{1,N} - \bar{p}_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ p_{M,1} - \bar{p}_M & \cdots & p_{M,N} - \bar{p}_M \end{bmatrix} \quad (3)$$

Na etapa 3, a matriz de dados angulares $\mathbf{P}'$ de cada participante foi submetida à decomposição de valor singular (SVC) (211) para obter um conjunto de autovetores e autovalores. Os autovetores correspondem aos componentes principais, ou seja, os modos de movimento e os autovalores, e à quantidade de variabilidade de movimento explicada pelo modo correspondente.

Figura 15 - As principais etapas para o cálculo da Análise das Componentes Principais.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Painel A; definição dos vetores dos ângulos articulares e segmentares. Painel B; *detrending* dos vetores dos ângulos pela média temporal.

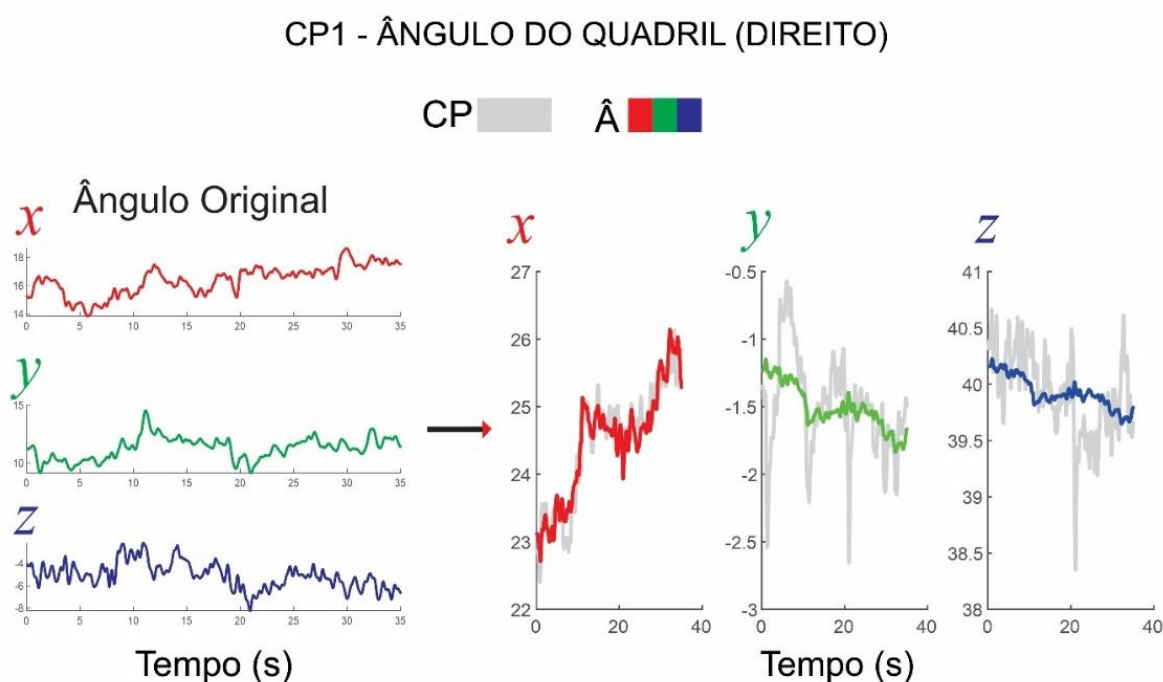
Abreviaturas: Painel A - (NK), ângulo do pescoço; (TH), ângulo do tórax; (SP) ângulo da coluna; (PE) ângulo da pelve; (HD/HE) ângulo do quadril; (KD/KE) ângulo do joelho; (AD/AE) ângulo do tornozelo; D, direito; E, esquerdo; $P_{1,k} - P_{30,k}$, ângulos inseridos na Análise de Componentes Principais.

Na etapa 4, calculou-se sua projeção no vetor de ângulo original da 30ª dimensão, ou seja, reconstruímos os autovetores da CP no espaço de ângulo original.

Escolheu-se investigar apenas os dois primeiros componentes principais, que são os responsáveis pela maior parte da variabilidade do movimento a fim reduzir a complexidade da análise.

Por fim, na etapa 5, calculou-se a correlação cruzada em *zero lag* entre os CPs reconstruídos e a trajetória original de cada ângulo para quantificar a participação daquele ângulo naquele CP. Os coeficientes de correlação (r) foram classificados: valores absolutos abaixo de 0,5 foram classificados como baixa correlação; aqueles entre 0,5 e 0,7 foram classificados como moderados; aqueles entre 0,7 e 0,9 foram classificados como altos; e acima de 0,9, muito altos (259), conforme ilustrado na Figura 16.

Figura 16 - Figura representativa de um participante da correlação cruzada entre o dado original e o reconstruído nos três planos anatômicos de movimento (x, y e z).



Fonte: a autora (2024).

Nota: A linha contínua cinza, é o comportamento do componente principal e as linhas coloridas são os comportamentos dos ângulos originais.

Abreviatura: CP, componente principal; Â, ângulo.

3.4 SETUP EXPERIMENTAL - OBJETIVOS 2, 3 E 4

Esse experimento foi elaborado para responder aos objetivos específicos 2, 3 e 4.

Objetivo específico 2: analisar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio bipodal e unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo.

Objetivo específico 3: analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo.

Objetivo específico 4: analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio bipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo.

3.4.1 Participantes – objetivo 2

Os participantes que compuseram a amostra para responder aos objetivos 2, 3 e 4 foram inicialmente os mesmos, entretanto, devido aos critérios de exclusão, especificamente devido a problemas nos equipamentos, os que foram incluídos para as análises subsequentes não foram exatamente os mesmos, conforme descritos nos respectivos subtópicos.

Trinta e um voluntários (16 homens e 15 mulheres) com idade média de 27 anos (DP = 6,11), altura média de 169 cm (DP = 10,4), massa de 68,2 kg (DP = 14,7) participaram deste estudo. Os voluntários foram submetidos a uma anamnese em que várias informações foram coletadas (ver ficha no ANEXO C). Eles autodeclararam ausência de lesões articulares ou musculares nos membros inferiores, disfunções neurológicas e nenhum consumo de medicamentos que pudessem afetar seu equilíbrio corporal.

O Inventário de Dominância de Mãos de Edimburgo (255) indicou um quociente de lateralidade médio de 79,5% (DP = 19,6): 4) ambidestro ($QL > -60$ e $QL \leq +60$); 23) direito moderado ($QL < +100$ e $QL \geq +60$); 4) direito forte = ($QL +100$). Em geral, os participantes apresentaram preferência moderada pelo membro superior direito (pontuação entre +60 a +99) (256).

O Inventário de Waterloo de preferência de membros inferiores adaptado (56) indicou uma pontuação média de 7 (DP = 2,04) para tarefas relacionadas à mobilização e 5 (DP = 2,49) para tarefas relacionadas ao equilíbrio, ambas as pontuações (acima de 4) indicam uma preferência consistente pelo lado direito do corpo.

3.4.2 Participantes – objetivos 3 e 4

Os participantes que participaram inicialmente das tarefas unipodal e bipodal foram os mesmos, entretanto, alguns participantes da tarefa unipodal foram excluídos os quais não foram os mesmos excluídos na tarefa bipodal e vice-versa. Inicialmente, a análise incluiu 32 participantes e ao longo da análise dos dados na tarefa unipodal foram excluídos 11 participantes, por motivos de: comprometimento dos dados por problemas técnicos no sistema Vicon® (especificamente nos ângulos articulares); incapacidade de alguns participantes permanecerem na postura unipodal com vibração no tendão calcâneo; apresentarem preferência lateral para o membro inferior e superior esquerdo nos inventários; e *outliers*. No total foram incluídos, 21 participantes para a análise completa. Na tarefa bipodal, iniciou-se com 32 participantes e foram excluídos 11, entretanto, os outliers não foram os mesmos, por isso a descrição da amostra não é a mesma. Nesse sentido, não há maiores preocupações porque as tarefas não serão comparadas estatisticamente. A descrição dos participantes foi separada em tópicos diferentes conforme descrito a seguir.

3.4.2.1 Participantes da tarefa de equilíbrio unipodal – objetivo 3

Vinte e um voluntários (11 mulheres e 10 homens) com idade média 26,3 anos (DP = 6,88), altura média 169 cm (DP = 11,2), massa 66,1 kg (DP = 13,6) participaram deste estudo. Eles autodeclararam ausência de lesões articulares ou musculares nos membros inferiores, disfunções neurológicas e nenhum consumo de medicamentos que pudessem afetar seu equilíbrio corporal.

O Inventário de Dominância de Mãos de Edimburgo (255) indicou um quociente de lateralidade médio de 80,6% (DP = %13,3): 3) ambidestro ($LQ > -60$ e $LQ \leq +60$); 17) direito moderado ($LQ < +100$ e $LQ \geq +60$); 1) direito forte = ($LQ +100$). Em geral, os participantes apresentaram preferência moderada pelo membro superior direito (pontuação entre +60 a +99) (pontuação entre +60 a +99) (256).

O inventário adaptado de Waterloo *footedness* (56) indicou uma pontuação média de 6 (DP = 1,95) para tarefas relacionadas à mobilização e 4 (DP = 1,92) para tarefas relacionadas ao equilíbrio, ambas as pontuações (acima de 4) indicam uma preferência consistente pelo lado direito do corpo.

3.4.2.1 Participantes da tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4

Vinte e um voluntários (9 mulheres e 12 homens) com idade média 27,3 anos (DP = 6,34), altura média 170 cm (DP = 10,7), massa 67,6 kg (DP = 12,3) participaram deste estudo. Eles autodeclararam ausência de lesões articulares ou musculares nos membros inferiores, disfunções neurológicas e nenhum consumo de medicamentos que pudessem afetar o equilíbrio postural.

O Inventário de Dominância de Mãos de Edimburgo (255) indicou um quociente de lateralidade médio de 80,8% (DP = 13,9), sendo 3 participantes na categoria ambidestro ($LQ > -60$ e $LQ \leq +60$); 16) direito moderado ($LQ < +100$ e $LQ \geq +60$); 2) direito forte = ($LQ +100$). Em geral, os participantes apresentaram preferência moderada pelo membro superior direito (pontuação entre +60 a +99) (pontuação entre +60 a +99) (256).

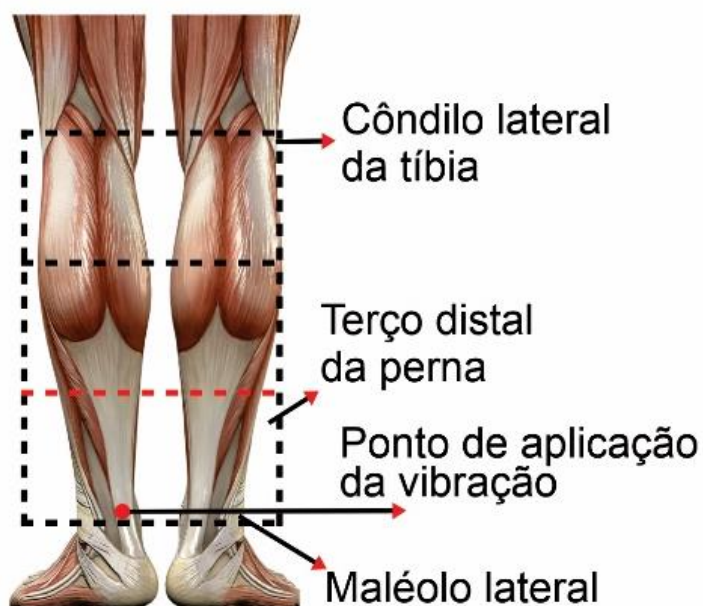
O inventário adaptado de Waterloo *footedness* (56) indicou uma pontuação média de 6 (DP = 1,82) para tarefas relacionadas à mobilização e 4 (DP = 2,41) para tarefas relacionadas ao equilíbrio, ambas as pontuações (acima de 4) indicam uma preferência consistente pelo lado direito do corpo.

3.4.1 Protocolo de vibração no tendão calcâneo – objetivos 2, 3 e 4

O protocolo de vibração no tendão calcâneo foi utilizado para responder aos objetivos 2, 3 e 4. A vibração unilateral foi aplicada no tendão calcâneo dos participantes usando um oscilador da marca X13 tipo rotativa consistindo em um motor DC com uma haste acoplada para transmitir pulsos oscilatórios (vibração mecânica), que foi adaptada e sincronizada no tempo com as plataformas de força no sistema Vicon®. Os parâmetros de vibração mecânica foram definidos em uma frequência de 80 Hz com uma amplitude de deslocamento entre 0,2-1,5 mm, controlada usando um sistema para ajustar a frequência e a amplitude do estímulo vibratório. Esses parâmetros foram selecionados com base em estudos anteriores que verificaram que essa frequência e amplitude de vibração são consideradas eficientes para analisar o papel da propriocepção (mais especificamente dos fusos musculares) no controle do equilíbrio (251,235,246,260,242,244,245,261). Os valores de frequência aplicados ao tendão calcâneo foram monitorados, por meio de feedback *online*, exibido a cada 1 s, diretamente no computador da pesquisadora.

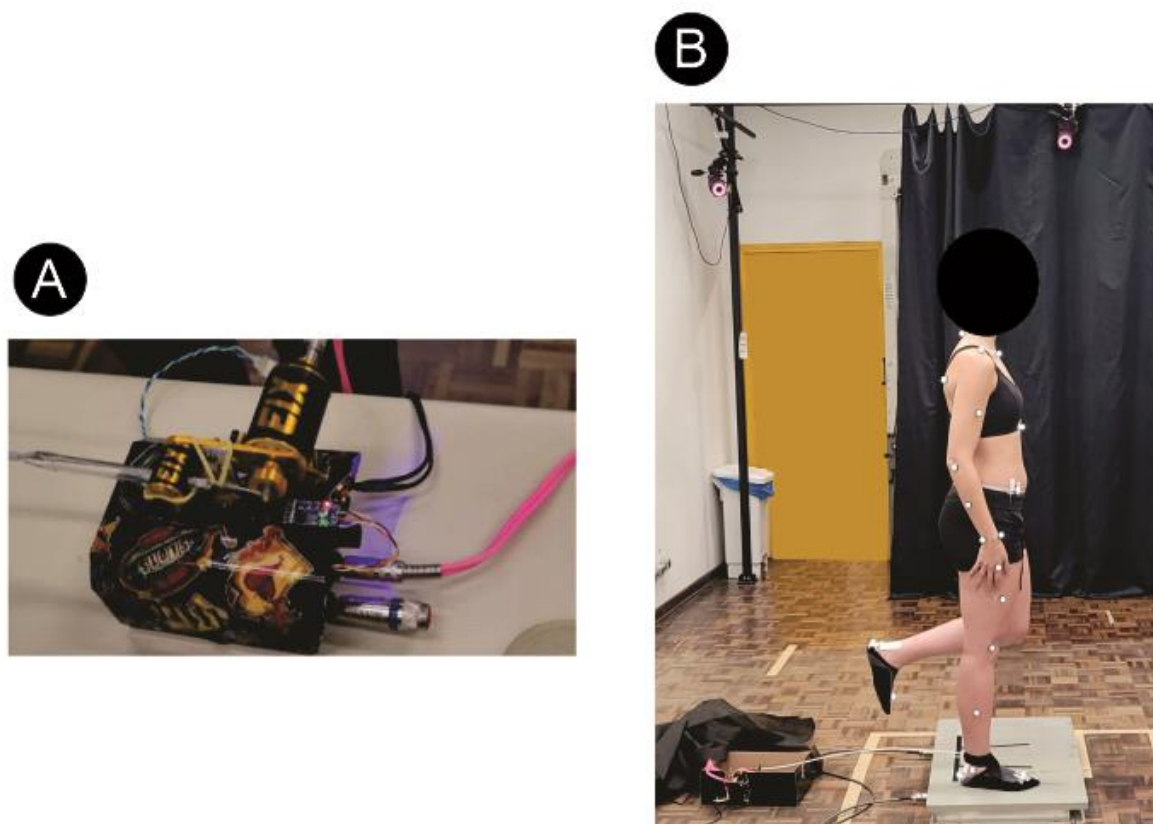
A haste transmissora de vibração foi fixada a uma tornozeleira adaptada para se encaixar confortavelmente e superficialmente no tendão calcâneo. A tornozeleira foi posicionada ao nível do tendão calcâneo unilateralmente no terço distal do segmento da perna ao nível do maléolo lateral (242) (Figura 17 e 18) mantida durante todo o protocolo experimental por tiras de velcro fixadas na extremidade do oscilador (Figura 18, painel A-b). O início da vibração ocorreu alguns segundos após os participantes abaixarem os braços ao lado do corpo com aproximadamente 15 s, e o tempo para iniciar a vibração foi aleatório entre os participantes para atenuar os efeitos das respostas posturais antecipatórias.

Figura 17 - Ponto de aplicação da vibração no tendão calcâneo durante a tarefa bipodal e unipodal.



Fonte: a autora (2024).

Figura 18 - Equipamento utilizado para aplicação de vibração no tendão calcâneo.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Painel A, equipamento de tatuagem adaptado para induzir vibração no tendão calcâneo; Painel B, voluntária com o equipamento acoplado no tornozelo em apoio no solo. O equipamento está dentro da caixa preta, para apoiar o indutor de vibração na mesma altura para todos os voluntários. Para essa participante em específico, foi permitido o uso de meia antiderrapante justificado pela temperatura do tempo estar muito baixa. Assim, para amenizar o viés da colocação dos marcadores, foram feitos furos nas meias antiderrapantes para fixar os mesmos diretamente na pele. Como os pés dos participantes deveriam manter-se no lugar, sem mexê-los para a realização da tarefa motora, possivelmente a meia não influenciou de forma significativa o resultado da tarefa.

Os procedimentos antropométricos para a fixação dos marcadores cinemáticos, para atingir os objetivos 3 e 4, foram os mesmos apresentados no item 3.3.2. (revisitar para detalhes).

3.4.2 Tarefa de equilíbrio unipodal – objetivos 2 e 3

Os indivíduos permaneceram descalços em equilíbrio unipodal quieta por 70 s sobre uma plataforma de força (AMTI or6-7, Advanced Mechanical Technology Inc., com dimensão de 50,8 x 46,4 cm), ver Figura 19, painel A. Eles foram instruídos a:

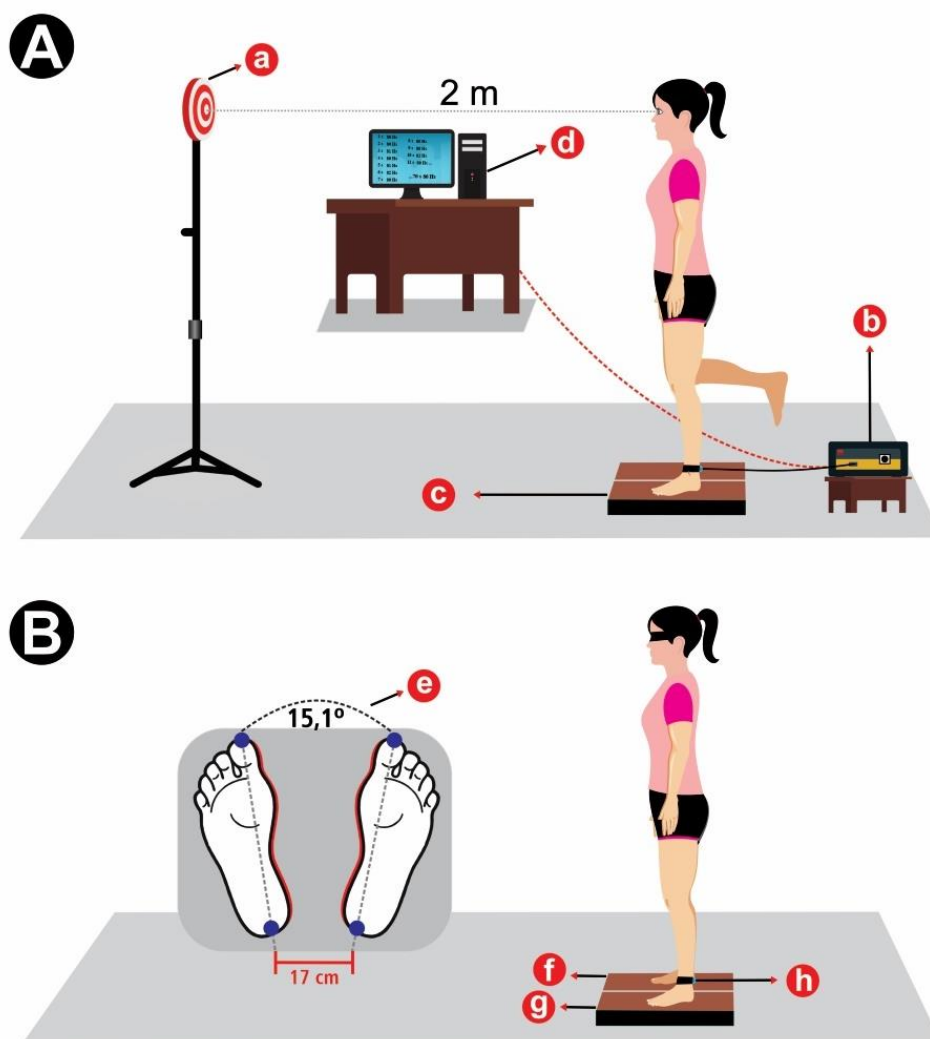
escolher uma posição confortável para seus pés de apoio no solo; nos primeiros 5 s iniciais a postura com os braços em flexão de ombros (aproximadamente 90° para rastrear todos os marcadores), e então abaixar os braços e mantê-los ao lado do corpo e não movimentá-los até o final da coleta; evitar tocar o membro inferior de apoio com o membro suspenso e não tocar o chão com o membro suspenso; evitar qualquer movimento voluntário (como coçar ou virar a cabeça) durante toda a tarefa de equilíbrio; evitar flexionar o joelho que do membro em apoio no solo. Em casos em que o participante desestabilizou a perna de apoio movendo o pé do lugar, a tentativa foi descartada e repetida imediatamente.

Um alvo visual foi posicionado frontalmente, a 2 m de distância na altura dos olhos do participante (Figura 19 – painel A-a). Inicialmente, foi aplicada vibração no tendão calcâneo para familiarização do participante para evitar os efeitos do primeiro teste no equilíbrio postural causados por perturbação inesperada. Durante toda a postura unipodal, a condição de vibração foi induzida no tendão calcâneo no membro de apoio no solo. Na condição de vibração, imediatamente antes do início do gatilho para aplicar a vibração, foi dado um tempo de aproximadamente 10 segundos para definir o estado de repouso do participante.

3.4.3 Tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4

Os indivíduos permaneceram descalços em uma postura ereta quieta por 70 s, com cada pé em uma plataforma de força (AMTI or6-7, Advanced Mechanical Technology Inc., com dimensão de 50,8X46,4 cm) separada, fixada ao solo, lado a lado, a 2 mm de distância. Eles permaneceram com a visão bloqueada por meio de uma máscara de dormir para bloquear o *feedback* visual para controlar o equilíbrio. A posição dos pés foi padronizada entre os participantes para um espaçamento de 17 cm entre os calcanhares, com os pés orientados 15,1° para fora em relação ao eixo sagital mediano (262). Ambos os braços foram mantidos relaxados ao lado do tronco. Durante toda a tarefa postural, a vibração foi aplicada no tendão calcâneo unilateralmente. Na condição de vibração, imediatamente antes do início do gatilho para aplicar a vibração, foi dado um tempo de aproximadamente 10 segundos para definir o estado de repouso do participante (Figura 19, painel B).

Figura 19 - *Setup* experimental das tarefas unipodal (A) e bipodal (B).



Fonte: a autora (2024).

Nota: Em (a) alvo visual, (b) equipamento para aplicação de vibração no tendão calcâneo, (c) plataforma de força, e (d) tela de computador para monitorar a cada segundo a frequência do oscilador em 80 Hz, (e) posicionamento dos pés, (f) e (g) plataformas de força para cada membro inferior, (h) tornozeleira para condução de vibração no tendão calcâneo.

3.4.1 Design experimental

Utilizamos um delineamento de grupo único para avaliar a resposta postural unipodal e bipodal – objetivos 2, 3 e 4.

3.4.1.1 Sequência experimental da tarefa de equilíbrio unipodal – objetivos 2 e 3.

Inicialmente, foi aplicada vibração no tendão calcâneo para familiarização do participante para evitar os efeitos do primeiro teste no equilíbrio postural causados por

perturbação inesperada. A familiarização com vibração foi primeiramente na postura bipodal no membro inferior direito durante 1 min, na sequência, foi aplicada a familiarização da vibração na postura unipodal no membro direito durante 30 s com 2 min de intervalo entre as condições de familiarização. A familiarização foi realizada somente no membro inferior direito porque foi considerado como preferido entre todos os participantes. Em seguida, foi avaliada primeiramente a tarefa postural unipodal sem vibração, com a ordem randomizada por sorteio de avaliação do membro inferior em apoio no solo. A condição sem vibração na tarefa de equilíbrio unipodal, foi avaliada primeiro, justificada pela dificuldade da tarefa e para amenizar os efeitos da fadiga muscular sobre a variabilidade do equilíbrio unipodal. Em seguida, foi avaliada a condição de vibração unilateral na postura unipodal, com a ordem randomizada de avaliação do membro inferior em apoio no solo com vibração no tendão calcâneo. A vibração no tendão calcâneo, foi aplicada unilateralmente no mesmo membro que estava em apoio no solo. Entre as avaliações na condição sob efeito da vibração, foi respeitado um intervalo de 2 min, para evitar os efeitos subsequentes da vibração e da fadiga nas respostas posturais. Por fim, foi avaliada a tarefa postural bipodal, sempre iniciando com a condição sem vibração, e posteriormente avaliada a condição com vibração, com a ordem randomizada de aplicação da vibração unilateral no tendão calcâneo. Entre as avaliações com vibração, foi respeitado um intervalo de 2 min, para evitar os efeitos subsequentes da vibração nas respostas posturais.

Na postura unipodal de olhos abertos os participantes foram avaliados nas seguintes condições: (1) condição sem vibração com apoio no membro inferior direito; ou (2) condição sem vibração com apoio no membro inferior esquerdo; (3) com vibração unilateral no membro inferior direito; ou (4) vibração unilateral no membro inferior esquerdo. Os participantes realizam três tentativas com cada membro inferior nas respectivas condições. Para detalhes da sequência das avaliações das condições experimentais, ver Figura 20.

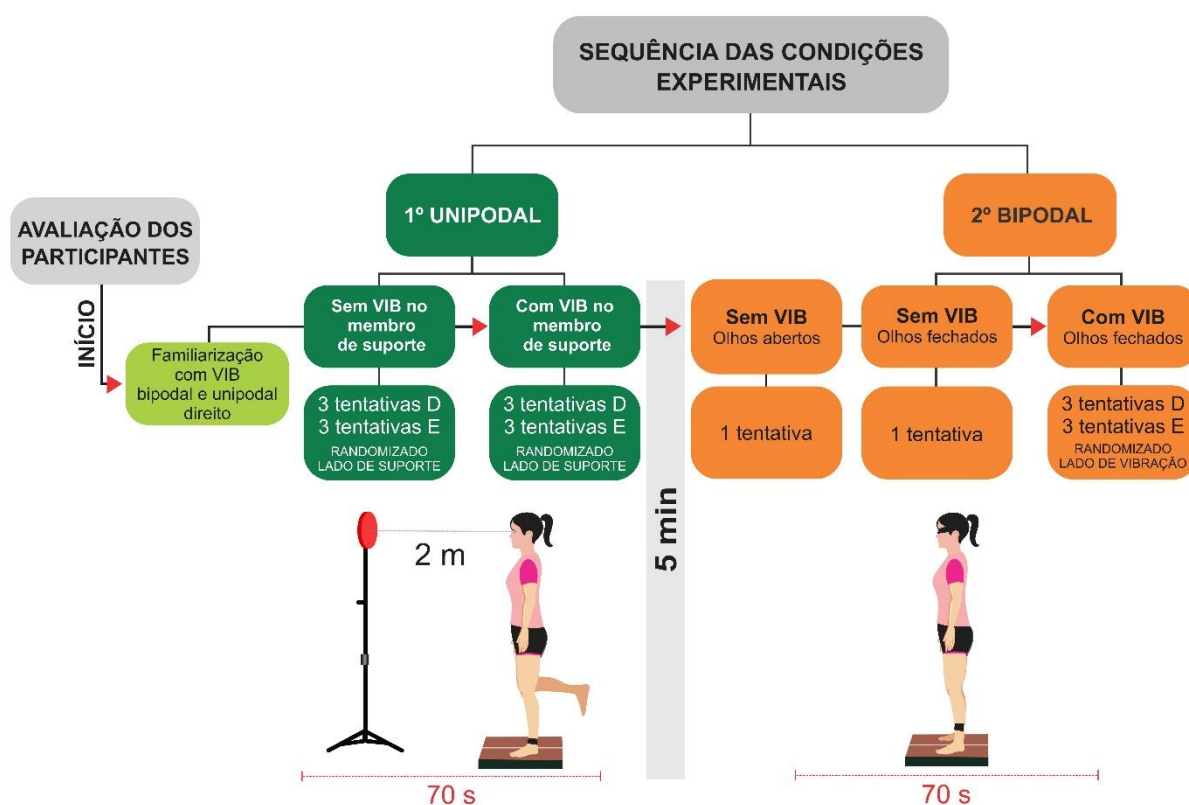
3.4.1.2 Sequência experimental da tarefa de equilíbrio bipodal

A tarefa postural bipodal, foi avaliada sempre após a avaliação completa de todas as condições da tarefa unipodal, por ser menos desafiadora a causar menores efeitos da fadiga muscular na variabilidade das respostas do equilíbrio. Em todas as

condições tanto na tarefa postural unipodal e bipodal, a sequência de avaliação do membro inferior foi randomizada por sorteio.

Na postural bipodal com olhos fechados os participantes foram avaliados nas seguintes condições: (3) condição sem vibração; (2) com vibração unilateral no membro inferior direito; ou (3) vibração unilateral no membro inferior esquerdo. Os participantes realizam três tentativas com cada membro inferior nas condições com vibração na tarefa bipodal e apenas uma tentativa na condição sem vibração. A tarefa postural bipodal quieta em pessoas saudáveis, por natureza é pouco desafiadora e por isso, foi avaliada apenas uma tentativa na condição sem vibração. A condição sem vibração nas tarefas posturais foi definida como o controle do próprio participante para comparações posteriores. Para detalhes da sequência das avaliações das condições experimentais, ver Figura 20.

Figura 20 - Representação da sequência das condições experimentais.



Fonte: a autora (2024).

Abreviaturas: VIB, vibração; D, direito; E, esquerdo.

3.4.2 Processamento dos dados do centro de pressão (CP) – objetivo 2

Para o objetivo 2, somente as condições de vibração da primeira tentativa durante o equilíbrio unipodal e bipodal com olhos fechados foram processadas e analisadas. As demais condições foram processadas e analisadas nos objetivos 3 e 4 (capítulo a seguir).

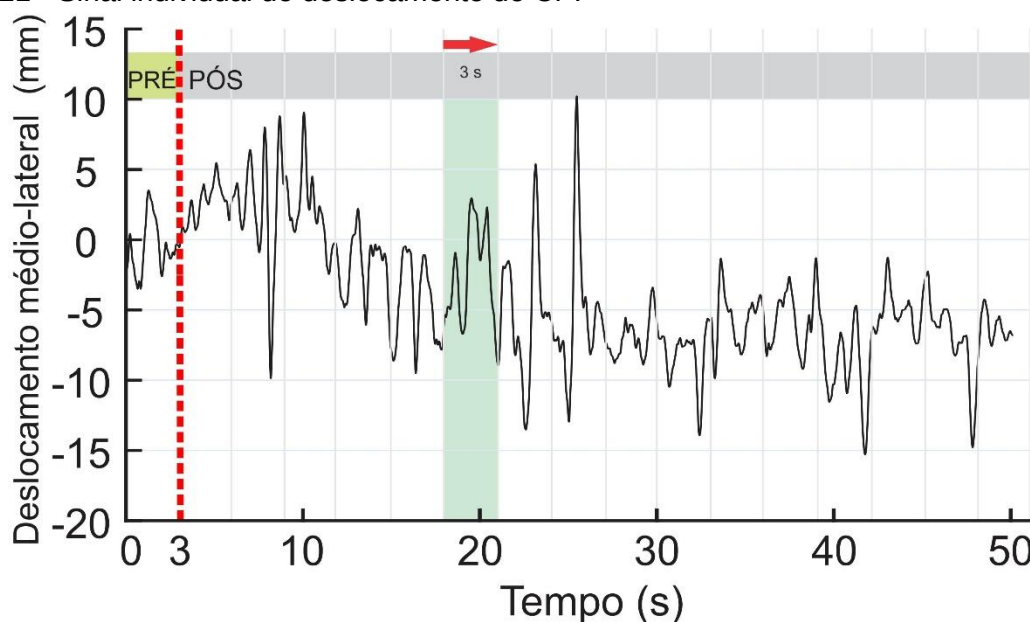
Para o objetivo 2, pensou-se em analisar apenas a primeira tentativa para também compreender a resposta do equilíbrio à vibração e se de fato a vibração causaria a ilusão de movimento esperada. Somente foi processada a condição de olhos fechados para bloquear a entrada sensorial da visão e isolar o máximo possível as respostas proprioceptivas dos fusos musculares. As demais tentativas para o objetivo 2, foram excluídas para amenizar os efeitos adaptativos às perturbações, o que não era o foco desse experimento.

A frequência de amostragem dos dados foi definida em 200 Hz para forças de reação do solo (CP). Após a inspeção visual preliminar dos sinais individuais do teste, os dados brutos foram exportados do Vicon® (Nexus 2.12.1) para um computador pessoal e processados com rotinas MATLAB (Mathworks). Os dados cinéticos foram filtrados digitalmente por um filtro passa-baixa (filtro *Butterworth* de segunda ordem, *zero lag*) com uma frequência de corte de 10 Hz. Os 10 segundos iniciais e finais foram excluídos, resultando em 50 segundos de análise por teste (129). O início da vibração no tendão calcâneo foi identificado através do sinal de gatilho (gatilho para ativar o início da vibração) do equipamento de oscilação. A referência para o estado de repouso sem o efeito da vibração foi definida pela média do intervalo de 3 s que precedeu o início do sinal de gatilho. O estado de repouso na condição de vibração foi complementar às tentativas nas condições sem vibração para avaliar possíveis respostas posturais antecipatórias induzidas pela vibração, uma vez que o participante sabia que seria aplicada uma perturbação induzida pela vibração.

As variáveis dependentes foram calculadas a partir de uma tentativa única (primeira tentativa) para as análises. O deslocamento e a velocidade do CP, na direção AP e ML, e a forças de reação vertical, foram consideradas as variáveis dependentes para a tarefa unipodal e bipodal. O deslocamento postural unipodal foi calculado na seguinte sequência: (1) média móvel com janelamento (deslizante) de 3 s de todo o sinal bruto para suavizar o sinal. Nesse primeiro passo, o objetivo foi obter uma curva que melhor representou o deslocamento do CP em janelas de 3 s, e a

média móvel simples foi escolhida para manter os sinais positivos e negativos das direções do CP; (2) pré-gatilho (comportamento da postura sem efeito da vibração), definido como a média dos 3 s imediatamente antes do sinal de gatilho (sinal disponível); (3) delta, definido pela diferença entre os valores pós-gatilho (cada 3 s) e os valores pré-gatilho. A velocidade da tarefa unipodal foi calculada da seguinte forma: (1) RMS móvel (*root mean square*) de 3 s de janelamento de todo o sinal bruto; (2) pré-gatilho, definido como a média dos 3 s imediatamente antes do sinal de gatilho; (3) delta, definido pela diferença entre os valores pós-gatilho e os valores pré-gatilho (Figura 21). Para a tarefa bipodal, os cálculos de deslocamento e velocidade foram semelhantes aos cálculos usados para a tarefa unipodal, no entanto, os valores de deslocamento e velocidade foram calculados para o CP resultante entre os dois membros inferiores. As forças verticais foram calculadas de acordo com a descrição e sequência de cálculos de deslocamento para a tarefa unipodal.

Figura 21 - Sinal individual do deslocamento do CP.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Deslocamento no sentido ML do membro inferior direito sob efeito de vibração no tendão calcâneo durante a tarefa de equilíbrio unipodal. A figura mostra o janelamento de 3 s pré (quadrado verde pistache) e pós (retângulo cinza) início da vibração. Linha pontilhada vermelha na vertical indica o instante do início da vibração. Valores positivos indicam que o corpo deslocou para a direita e valores negativos para a esquerda.

3.4.2.1 Análise estatística dos dados do centro de pressão – objetivo 2

A análise *Statistical Parametric Mapping* (SPM) foi usada para detectar mudanças suaves de resposta contínuas do CP (263). Muitas classes de dados biomecânicos são suaves na origem e, como tal, são adequadas para análises SPM. A análise SPM infere as oscilações posturais na curva de dados original ao longo do tempo e não apenas por meio de um valor médio representativo dos testes de tarefas posturais. Esta análise é justificada porque valores médios únicos podem não representar de forma confiável as características da oscilação corporal e podem suprimir informações importantes (264).

O deslocamento e a velocidade do CP em ambas as tarefas posturais foram analisados usando o SPM (263), por meio de um código aberto 'spm1D' (versão 0.4.7) para Matlab (<https://spm1d.org/>). Verificou-se as diferenças nas curvas de deslocamento e velocidade da tarefa unipodal dentro das tarefas, comparando: membro inferior direito com vibração vs. membro inferior esquerdo com vibração. Para a tarefa bipodal, comparou-se o CP resultante entre as mesmas condições. Para forças de reação verticais do solo, comparamos membro inferior direito vs. membro inferior esquerdo do lado que foi aplicado vibração e comparamos os dois membros membro inferior direito vs. membro inferior esquerdo do lado que não foi aplicada a vibração (membros inferiores contralaterais), para analisar os efeitos compensatórios de descarga de peso entre os membros inferiores. A significância foi estabelecida em 5% para todas as análises ($p < 0,05$).

3.4.3 Processamento dos dados cinemáticos em postura unipodal e bipodal – objetivos 3 e 4

3.4.3.1 Pré-processamento

As coordenadas dos marcadores foram pré-processadas automaticamente com o Nexus 2.12.1 (Vicon® Oxford Metrics Limited, Inglaterra). O método de interpolação *spline* foi usado para preencher as lacunas antes do cálculo dos ângulos articulares.

Nesse trabalho, as variáveis elementares foram os ângulos articulares: pescoço, coluna, quadris, joelhos e tornozelos, definidos entre segmentos adjacentes, conforme Tabela 3. Considerou-se três graus de liberdade por articulação, exceto para o joelho e

tornozelo em que foram consideradas duas, totalizando 18 graus de liberdade. Para detalhes, ver Tabela 4.

O software Nexus calcula os ângulos articulares a partir das coordenadas do marcador associando um quadro de referência 3D a cada segmento (257). Os ângulos articulares correspondem à orientação relativa entre segmentos adjacentes definidos por uma sequência de rotações ao redor do quadro de referência do segmento mais proximal. As rotações são realizadas de acordo com a ordem dos ângulos de Cardan (YXZ), exceto para os ângulos do tornozelo (YZX). Todas as informações respectivas aos ângulos articulares foram do manual do sistema VICON (257).

Tabela 3 - Descrição dos ângulos articulares e dos respectivos segmentos adjacentes considerados para a construção do modelo biomecânico em 3D, utilizados do sistema VICON.

Ângulos articulares	Descrição do tipo de ângulo	Segmentos para o cálculo dos ângulos
Pescoço	Relativo	Entre a cabeça em relação ao tórax
Coluna Vertebral	Relativo	Entre o tórax em relação à pelve
Quadril	Relativo	Entre a pelve e a coxa
Joelhos	Relativo	Entre a coxa e a perna.
Tornozelos	Relativo	Entre a perna e o pé.

Fonte: a autora (2024).

Tabela 4 - Graus de liberdade articulares considerados na análise. Descrição dos movimentos articulares realizados ao longo dos planos anatômicos, eixos de rotação e respectivos graus de liberdade considerados para a análise cinemática dos ângulos articulares.

Articulações	Graus de liberdade articulares	Planos anatômicos	Eixos de rotação	Nº Graus de liberdade
Pescoço	Flexão/extensão	Sagital	ML	3
	Inclinações laterais	Frontal	AP	
	Rotações D e E	Transversal	LT	
Coluna Vertebral	Flexão/Extensão	Sagital	ML	3
	Inclinações laterais	Frontal	AP	
	Rotações D e E	Transversal	LT	

Quadril	Flexão/Extensão	Sagital	ML	6
	Adução/Abdução	Frontal	AP	
	Rotação interna/externa	Transversal	LT	
Joelhos	Flexão/extensão	Sagital	ML	2
D/E				
Tornozelos	Flexão plantar/dorsal	Sagital	ML	4
	Inversão/eversão	Frontal	AP	
D/E				

Fonte: a autora (2024).

Nota. D, direita; E, esquerda; AP, ântero-posterior; ML, mediolateral; LT, longitudinal.

Após uma inspeção visual preliminar para conferência das trajetórias dos dados cinemáticos dos marcadores, os dados brutos dos ângulos foram exportados como arquivos c3d e processados com rotinas personalizadas no MATLAB® 2023b (MathWorks Inc, Natick, MA). Os dados cinemáticos foram filtrados digitalmente com um filtro passa-baixa (filtro Butterworth de quarta ordem, *zero lag*) com uma frequência de corte de 10 Hz. As rotinas em *Matlab* foram desenvolvidas pelo coorientador da pesquisa (Professor Daniele Prado de Campos) e estão disponíveis para envio mediante solicitação.

O início da tentativa foi marcado após os participantes abaixarem os braços ao longo do corpo, garantindo o rastreamento de todos os marcadores cinemáticos. O início da vibração no tendão calcâneo foi identificado por meio do sinal de gatilho (gatilho para ativar o início da vibração) do equipamento de oscilação que foi sincronizado com o sistema Vicon®. A referência para o estado de postura quieta sem o efeito da vibração (controle) foi definida pela média do intervalo de 4 s que imediatamente antecedeu o início do sinal de gatilho.

3.4.3.2 *Análise Uncontrolled Manifold (UCM)*

Para análise do UCM, considerou-se a trajetória bidimensional AP e ML do CM, como a variável da tarefa e os ângulos articulares como as variáveis elementares (ver Tabelas 4 e 5, para detalhes). Utilizou-se a trajetória bidimensional do CM, porque a condição de equilíbrio postural com os pés no lugar, ocorre quando a projeção do CM permanece dentro da base de suporte (44,45,46).

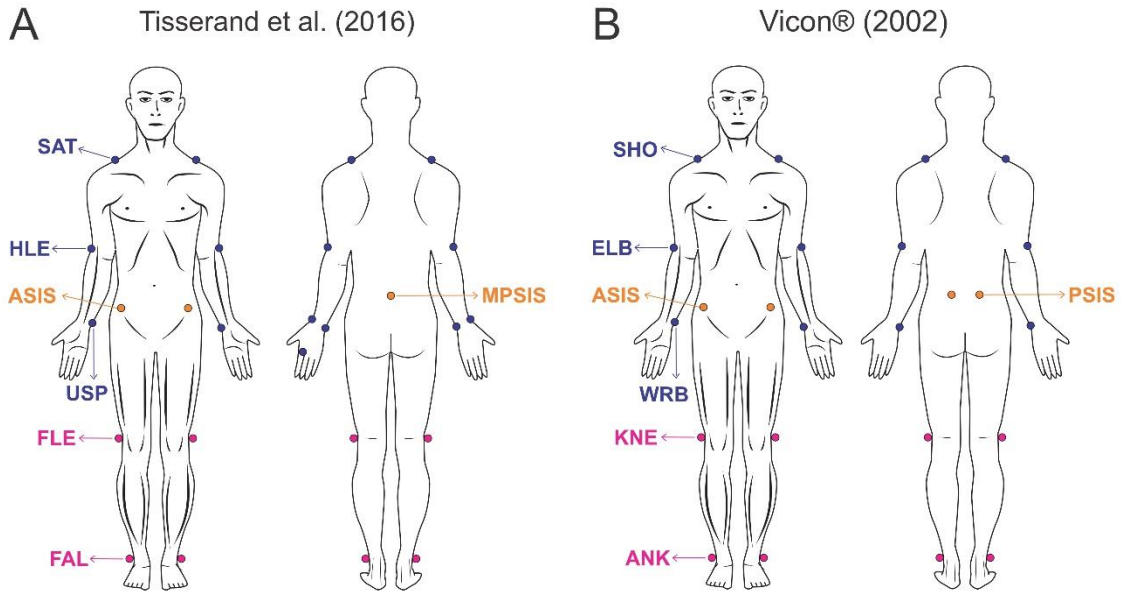
O espaço total das variáveis elementares é dividido em dois subespaços: 1) a variância que ocorre no subespaço UCM (V_{UCM}) subespaço de movimento que não afeta a variável de desempenho, considerada o CM nesse estudo; 2) a variância que ocorre no subespaço ortogonal (V_{ORT}) ao UCM de movimento que afeta o comportamento da variável de desempenho (42,47). Numa análise mais aprofundada, estes dois índices de variância são combinados em um índice de sinergia, que confirma (ou refuta) uma sinergia estabilizando a variável de desempenho (47,48,126). As sinergias são quantificadas por meio de um índice (ΔV) que reflete as diferenças normalizadas entre V_{UCM} e V_{ORT} , ambos por grau de liberdade nos subespaços correspondentes. O CM foi escolhido, porque sua variabilidade representa uma medida de estabilidade, considerada como uma importante variável controlada pelo sistema de controle postural para manutenção do controle do equilíbrio (30,29,43).

3.4.3.2.1.1 Cálculo do centro de massa (CM)

O CM foi calculado usando um modelo simplificado de nove segmentos: cabeça e tronco, braços (direito e esquerdo), antebraços e mãos (direito e esquerdo), coxas (direita e esquerda), pernas e pés (direito e esquerdo) proposto por Tisserand et al. (265). Os segmentos são delimitados pelos pontos anatômicos mostrados na Figura 22-A e, em sua maioria, tem uma equivalência para o modelo de marcadores adotado para a coleta de dados (*Plug-in Gait fullbody*) (Figura 22-B). Somente o cálculo para o CM do marcador MPSIS proposto pelo modelo de Tisserand et al. (265), difere da colocação dos marcadores do modelo do *Plug-in Gait fullbody* da VICON (257). Nesse caso, o marcador MPSIS é inserido no ponto médio entre as espinhas-íliacas pósterio-superiores e o cálculo para o CM do segmento da pelve é feito entre os marcadores das espinhas íliacas AP com o marcador MPSIS, já o modelo *Plug-in Gait fullbody*, utiliza os 2 marcadores das espinhas íliacas AP e os dois marcadores das espinhas íliacas pósterio-superiores para calcular o CM do segmento da pelve. Os centros da articulação do quadril são computados usando o método de regressão de Dumas et al. (266).

As posições dos CM dos segmentos foram calculadas como sendo porcentagens dos seus comprimentos de acordo com as tabelas antropométricas em McConville et al. (267) (para homens) e em Young et al. (268) (para mulheres).

Figura 22 - Modelo de marcadores para o cálculo bidimensional das posições do CM.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Os marcadores foram posicionados em ambos os lados. Painel A, marcadores posicionados de acordo com o modelo simplificado de Tisserand et al. (265); Painel B, marcadores posicionados de acordo com o modelo Vicon® (257).

Abreviaturas: Painel A: SAT, protuberância acromial escapular; HJC, Centro da articulação do quadril; HLE, epicôndilo lateral do úmero; USP, processo estiloide ulnar; FLE, epicôndilo lateral do fêmur; FAL, ápice fibular do maléolo lateral; ASIS; espinhas-íliacas ânterosuperiores; MPSIS, ponto médio entre as espinhas-íliacas posterosuperiores. Painel B: SHO, na articulação acrômio-clavicular; ELB; no epicôndilo lateral do úmero; ASIS, espinhas íliacas anterossuperiores; processo estiloide da ulna; KNE, epicôndilo femoral lateral; ANK, no maléolo lateral.

O CM absoluto, no sistema de coordenadas do laboratório, foi calculado com base na média ponderada de cada segmento e para cada eixo. A seguinte equação foi usada nos cálculos, onde $N_s = 9$ é o número de segmentos:

$$x_{CoM} = \frac{\sum_{i=1}^{N_s} m_i x_i}{M} \quad (4)$$

$$y_{CoM} = \frac{\sum_{i=1}^{N_s} m_i y_i}{M} \quad (5)$$

onde: x_{CoM} é a coordenada do CM no eixo ML em relação ao sistema de referência do laboratório; y_{CoM} é a coordenada do CM no eixo AP; M é a massa corporal total; m_i

é a massa do segmento; x_i e y_i são as coordenadas do CM de cada segmento nos eixos ML e AP, respectivamente.

3.4.3.2.1.2 Cálculo numérico do Jacobiano

A modelagem analítica da função que relaciona as coordenadas do CM com os ângulos articulares é bastante complexa, por isso, optou-se pela utilização do método numérico para estimativa do Jacobiano tal como proposto em Freitas & Scholz (269). O método numérico foi escolhido por apresentar resultados semelhantes quando comparados em tarefas motoras de alcance (269), equilíbrio (49,144) e produção de força com membros superiores (270).

Para o cálculo do Jacobiano a série temporal foi dividida em épocas (janelas) com número fixo de pontos. Para cada janela, a média dos ângulos articulares e das coordenadas do CM foram calculados para definir os pontos de operação e obter os coeficientes da matriz Jacobiana.

O Jacobiano foi calculado por meio de uma regressão linear múltipla implementada utilizando o método dos mínimos quadrados. O modelo relaciona as variações do vetor r_{CoM} (x_{CoM} , y_{CoM}) em torno de um ponto de operação r_0 com as variações das variáveis elementares θ (ângulos articulares) em torno de um ponto de operação θ_0 . Sendo $\Delta\theta = \theta - \theta_0$ e $\Delta r = r - r_0$, iremos supor que Δr é função $\Delta\theta$ e que essa relação é linear, ou seja:

$$\Delta r = J * \Delta\theta \quad (6)$$

A matriz jacobiana J é definida como os coeficientes da regressão linear múltipla. A escolha do número de pontos em cada janela foi um ponto crítico, pois poucos pontos poderiam resultar em uma regressão não representativa (não explica a variabilidade dos dados corretamente), enquanto, utilizar muitos pontos poderia resultar em *underfitting*. Para definir o número de pontos de uma janela, foram realizados vários testes, aumentando o tempo das janelas gradualmente até que o algoritmo convergisse para todos os cálculos. Dessa forma, foi utilizada a menor janela possível, que no caso, foi igual a 4 segundos.

No presente estudo foram realizadas 3 repetições com duração de 70 s cada. Os 10 segundos iniciais e 20 segundos finais foram excluídos, correspondem ao tempo dos participantes com os braços levantados para garantir o rastreamento de todos os marcadores cinemáticos no início e no final das tarefas de equilíbrio. O início do

teste foi marcado após os participantes abaixarem os braços para os lados. No total foram 40 s de dados analisados amostrados à 200 Hz, somando 35.400 amostras no total. O tempo total de dados analisados foram particionados em janelas de 4s, totalizando 11 janelas. Utilizou-se janelas de 4 segundos (independentes uma das outras, sem sobreposição), resultando em 800 amostras por janela.

A referência para o estado de repouso na condição de vibração (controle) foi definida pelo intervalo de 4 s que antecedeu o início do sinal de gatilho definido como janela PRE. Para análise sem vibração, a referência foram os primeiros 4 segundos após o início do teste.

3.4.3.2.1.3 Cálculos da variabilidade e índice de sinergia

O *Uncontrolled Manifold* (UCM) é definido como o espaço nulo do Jacobiano J (42). O espaço nulo é abrangido por vetores de base, denotados por ε_i , que representa o conjunto de direções no espaço de variáveis elementares θ cujas variações não afetam a variável da tarefa r . Isto é matematicamente expresso pela seguinte equação:

$$\mathbf{0} = J \cdot \varepsilon_i \quad (7)$$

Como o espaço nulo tem dimensão $n - d$ em que:

- n é o número de graus de liberdade das variáveis elementares, nesse caso, 18 (Tabela 4);
- d é o número de graus de liberdade da variável de tarefa, nesse caso, 2;
- i é o índice de cada vetor base que determina o espaço nulo do Jacobiano.

Após calcular o espaço nulo para cada época (janela) da série temporal, os desvios das configurações conjuntas foram projetados tanto no espaço nulo (UCM) quanto ortogonalmente ao UCM para cada amostra dentro de uma janela.

As projeções paralelas ao espaço nulo (denotadas como $\Delta\theta_{\parallel}$) foram obtidos por:

$$\Delta\theta_{\parallel} = \sum_{i=1}^{n-d} (\varepsilon_i^T \cdot \Delta\theta)^2 \quad (8)$$

Onde $\Delta\theta$ é uma matriz de dimensão $n \times N$ representando as séries temporais de desvio de configuração de cada articulação dentro de uma janela, sendo N é o número de pontos na janela.

Da mesma forma, as projeções ortogonais (denotadas como $\Delta\theta_{\perp}$) foram calculadas por:

$$\Delta\theta_{\perp} = \Delta\theta - \Delta\theta_{\parallel} \quad (9)$$

As variâncias projetadas no espaço nulo e no espaço ortogonal foram calculadas entre amostras para analisar como a variabilidade das variáveis elementares foi distribuída entre o controle das variáveis da tarefa e as redundâncias do sistema. A variância no sub-espço UCM (V_{UCM}) foi calculada usando:

$$V_{UCM} = \sigma_{\parallel}^2 = \frac{1}{N(n-d)} \sum_{j=1}^N (\Delta\theta_{\parallel j})^2 \quad (10)$$

sendo j o índice de cada amostra ao longo da janela. Similarmente, a variância no sub-espço ortogonal ao nulo (V_{ORT}) foi calculada como:

$$V_{ORT} = \sigma_{\perp}^2 = \frac{1}{N \cdot d} \sum_{j=1}^N (\Delta\theta_{\perp j})^2 \quad (11)$$

As variâncias V_{UCM} e V_{ORT} são, portanto, normalizadas pelo número de graus de liberdade de cada subespaço.

O índice de sinergia (ΔV) adotado, foi definido com base em (50), dado pela seguinte equação:

$$\Delta V = \frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{total}} \quad (12)$$

em que V_{total} é a variância total por dimensão dentro do espaço de variáveis elementares. Como ΔV não segue uma distribuição normal, a transformação z de Fischer foi aplicada com base em Shoja et al. (271), fazendo com que os valores variem de mais infinito a menos infinito para tornar possível a aplicação das análises estatísticas convencionais.

$$\Delta V_z = \frac{1}{2} \log \left[\frac{2 + \Delta V}{2 - \Delta V} \right] \quad (13)$$

Valores de $\Delta V=0$ corresponde a $\Delta V_z=0$. Consequentemente, $\Delta V_z > 0$, representa a existência de uma sinergia, significando que a variável de desempenho foi estabilizada. Delta $\Delta V_z < 0$, representa uma anti-sinergia, significando que a variável de desempenho foi desestabilizada e, $\Delta V_z=0$ representa a ausência de uma sinergia.

3.4.3.3 Análise estatística objetivos 3 e 4

Para testar a normalidade da distribuição dos dados, usamos o teste de Shapiro–Wilk, e para testar a esfericidade, usamos o teste de Mauchly. Para os dados que não foram esféricos ($p < 0,05$) usamos a correção de Greenhouse–Geisser (272,273). Parte dos dados não apresentou distribuição normal, o que não prejudica testes F para atingir uma análise robusta (274). A significância foi estabelecida em 5% para todas as análises ($p < 0,05$).

Os valores de V_{UCM} e V_{ORT} , não seguiram os padrões de normalidade, então, foi aplicada a transformada logarítmica na base 10. Os dados transformados foram usados apenas para análise estatística. Os valores mostrados nas figuras correspondem aos valores originais. A análise descritiva será realizada por média $\pm$ erro padrão.

3.4.3.4 Comparações tarefa de equilíbrio unipodal – objetivo 3.

As principais comparações de ΔV_z , $V_{UCM_{\log 10}}$, $V_{ORT_{\log 10}}$ e desvio padrão do CM (variabilidade), foram analisadas separadamente por condição e tentativa, por meio de ANOVA de modelo linear geral de duas vias: 2 (membro suporte: direito X esquerdo) X 11 (tempo: J PRÉ x J1 x J2 x J3 x J4 x J5 x J6 x J7 x J8 x J9 x J10) com medidas repetidas em ambos os fatores. Para a condição com vibração, a J PRE, corresponde aos valores de 4s imediatamente antes do início da vibração e as janelas subsequentes, correspondem aos valores quando os participantes estavam sob efeito da vibração no tendão calcâneo. Para a condição sem vibração, a J PRE, corresponde aos primeiros 4 segundos após o início do teste. Todas as 3 tentativas e condição com e sem vibração foram analisadas separadamente para amenizar os erros do tipo I,

devido ao grande número de janelas e tentativas analisadas ao longo da tarefa postural. Para detalhes das comparações ver Quadro 1.

Para testar a existência de uma sinergia que estabiliza a variável de desempenho importante para o sistema nervoso durante a tarefa motora selecionada, ou seja, que a hipótese de controle de sinergia foi confirmada (para revisão, ver 50), foram realizadas comparações entre V_UCM x V_ORT, por meio de ANOVA de modelo linear geral de duas vias: 2 (subespaço: V_UCM x V_ORT) X 11 (tempo: J PRÉ x J1 x J2 x J3 x J4 x J5 x J6 x J7 x J8 x J9 x J10). Todas as análises separadas por lado (direito x esquerdo), tentativas (T1, T2 e T3) e condição (com vibração, sem vibração). Para detalhes das comparações ver Quadro 2.

Quadro 1 - Comparações estatísticas nas condições com vibração no tendão calcâneo na tarefa postural unipodal. Todas as variáveis dependentes foram comparadas separadamente.

Variável Dependente	Comparações Unipodal					
	CONDIÇÃO COM VIBRAÇÃO					
ΔV_z	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Membro de suporte	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
V_UCM	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Membro de suporte	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
V_ORT	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis

	Membro de suporte	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
Variabilidade CM	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Lado	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ	Lado	DIR x ESQ
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10

Fonte: a autora (2024).

Para a condição sem vibração da tarefa de equilíbrio unipodal as comparações para o ΔV_z , V_{UCM} e V_{ORT} , foram as mesmas apresentadas no Quadro 1, para a condição de vibração.

Quadro 2 - Comparações estatísticas entre V_{UCM} x V_{ORT} nas condições com e sem vibração no tendão calcâneo na tarefa postural unipodal. Todas as variáveis dependentes foram comparadas separadamente.

Comparações unipodal V_{UCM} x V_{ORT} – COM VIBRAÇÃO						
Lado Direito	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	SUB	V_{UCM} x V_{ORT}	Sub	V_{UCM} X V_{ORT}	SUB	V_{UCM} X V_{ORT}
	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10
Lado Esquerdo	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	SUB	V_{UCM} x V_{ORT}	SUB	V_{UCM} X V_{ORT}	SUB	V_{UCM} X V_{ORT}

	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10
--	-------	----------------------	-------	----------------------	-------	----------------------

Fonte: a autora (2024).

Para a condição sem vibração da tarefa de equilíbrio unipodal, as comparações entre V_{UCM} vs. V_{ORT} , foram as mesmas apresentadas na Quadro 2, para a condição de vibração.

3.4.3.5 Comparações tarefa de equilíbrio bipodal – objetivo 4.

As principais comparações de ΔV_z , $V_{UCM_{log10}}$, $V_{ORT_{log10}}$ e desvio padrão do CM (variabilidade), foram analisadas separadamente por tentativa. A condição sem vibração, foi agrupada em um mesmo fator com a condição de vibração, porque foi aplicada somente uma tentativa para essa condição (menos desafiadora que na tarefa unipodal). As comparações foram realizadas por meio de ANOVA de modelo linear geral de duas vias: 3 (condições: direito x esquerdo x sem vibração) X 11 (tempo: J PRÉ x J1 x J2 x J3 x J4 x J5 x J6 x J7 x J8 x J9 x J10) com medidas repetidas em ambos os fatores. Para a condição com vibração, a J PRE, corresponde aos valores de 4 s imediatamente antes da perturbação e as janelas subsequentes, correspondem aos valores quando os participantes estavam sob efeito da vibração no tendão calcâneo. Para a condição sem vibração, a J PRE, corresponde aos primeiros 4 segundos após o início do teste. Todas as tentativas com e sem vibração foram analisadas separadamente para amenizar os erros do tipo I, devido ao grande número de janelas analisadas ao longo da tarefa postural. A única tentativa na condição sem vibração, foi utilizada como controle nas comparações nas três tentativas da condição com vibração. Ver Quadro 3, para detalhes das comparações.

Para testar a existência de uma sinergia que estabiliza a variável de desempenho importante para o sistema nervoso durante a tarefa motora selecionada, ou seja, que a hipótese de controle de sinergia foi confirmada (para revisão, ver 50), foram realizadas comparações entre V_{UCM} x V_{ORT} , por meio de ANOVA de modelo linear geral de quatro vias: 2 (subespaço: V_{UCM} x V_{ORT}) X 11 (tempo: J PRÉ x J1 x J2 x J3 x J4 x J5 x J6 x J7 x J8 x J9 x J10), separadas por lado (direito e esquerdo) e tentativas (T1, T2 e T3). Ver Quadro 4, para detalhes das comparações.

Quadro 3 - Comparações estatísticas nas condições com e sem vibração no tendão calcâneo na tarefa postural bipodal. Todas as variáveis dependentes foram comparadas separadamente.

Variável Dependente	Comparações Bipodal					
ΔV_z	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
V_UCM	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
V_ORT	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
Variabilidade CM	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB	Condição de VIB	VIB DIR x VIB ESQ x Sem VIB
	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10

	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10	Tempo	Janelas PRÉ - 10
--	-------	---------------------	-------	---------------------	-------	---------------------

Fonte: a autora (2024).

Nota: VIB DIR, tarefa de equilíbrio bipodal e condição de vibração unilateral no tendão calcâneo do membro direito; VIB ESQ, tarefa de equilíbrio bipodal e condição de vibração unilateral no tendão calcâneo do membro esquerdo.

Quadro 4 - Comparações estatísticas entre V_UCM x V_ORT nas condições com e sem vibração no tendão calcâneo na tarefa postural bipodal. Todas as tentativas foram comparadas separadamente.

Comparações bipodal V_UCM x V_ORT						
Lado Direito	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	SUB	V_UCM x V_ORT	Sub	V_UCM X V_ORT	Sub	V_UCM X V_ORT
	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10
	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT
Lado Esquerdo	Tentativa 1		Tentativa 2		Tentativa 3	
	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis	Fatores	Níveis
	SUB	V_UCM x V_ORT	Sub	V_UCM X V_ORT	Sub	V_UCM X V_ORT
	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10	Tempo	PRÉ até janela 10
	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT	COND	VIB V_UCM x VIB V_ORT x SV V_UCM x SV V_ORT

Fonte: a autora (2024).

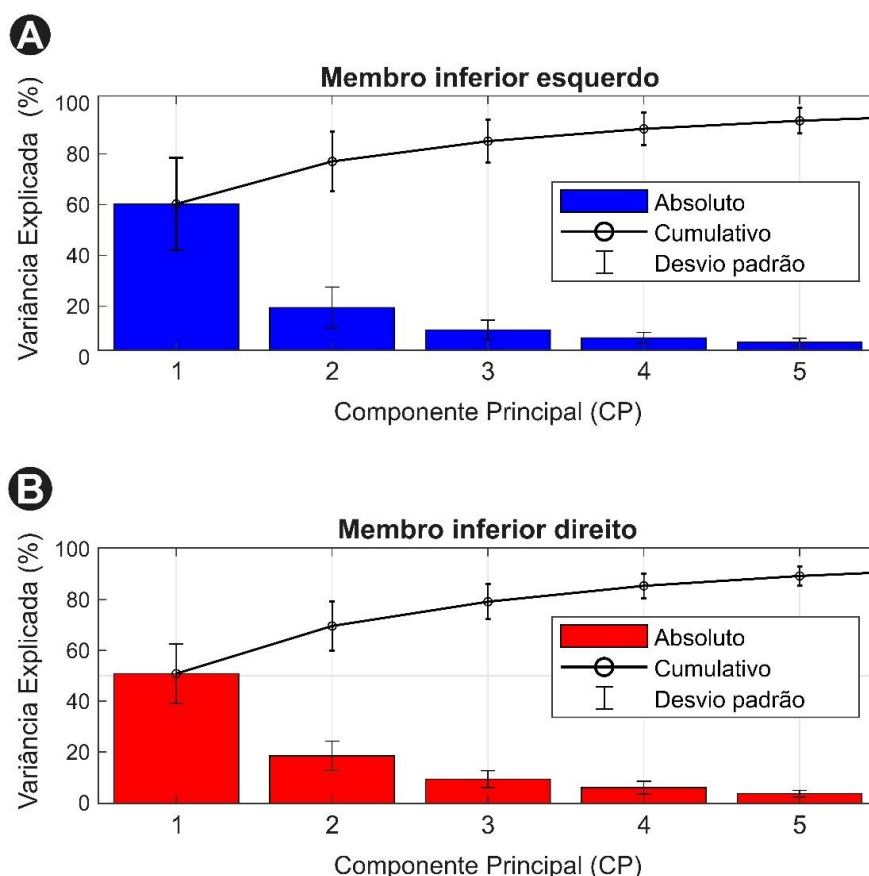
Abreviaturas: SUB, subespaços; VIB, vibração; SV, sem vibração; COND, condições.

Para ambas as tarefas posturais bipodal e unipodal, comparações post hoc foram feitas por meio de procedimentos de Bonferroni. As análises foram realizadas por meio do software IBM® SPSS *Statistics* (versão 27). Efeitos estatísticos significativos ($p < 0,05$) são relatados. Os tamanhos dos efeitos são fornecidos pelo eta quadrado parcial (η_p^2). Utilizamos a classificação dos valores de η_p^2 como pequenos ($< 0,06$), moderados ($> 0,06-0,14$) e grandes ($> 0,14$), com base em Cohen (275).

3.5 RESULTADOS – OBJETIVO 1

A Figura 23, descreve a distribuição da variabilidade explicada dos cinco primeiros CPs. Quando o membro de suporte foi o direito (painel B) a variabilidade explicada por CP1 e CP2 variou de 54% a 88% entre os participantes, e quando foi o esquerdo (painel A), variou de 57% a 96%. Assim, os dois primeiros CPs foram suficientes para explicar mais de 50% da variabilidade dos ângulos analisados para todos os participantes.

Figura 23 - Distribuição da variabilidade explicada dos primeiros cinco CPs, quando o membro de suporte era o esquerdo (Painel A) e o direito (Painel B).



Fonte: a autora (2024).

Nota: A altura das barras é a média da variância explicada de um dado CP entre os indivíduos. Os círculos correspondem à média entre indivíduos da variância acumulada do primeiro para um dado CP. As barras de erro correspondem aos desvios-padrões.

Na Tabela 5, são apresentados os valores de correlação entre um dado ângulo e os CPs reconstruídos, que estavam acima de 0,7, correspondendo a correlações altas ou muito altas. Assim, os ângulos que aparecem na Tabela 5 são aqueles que participam fortemente dos modos de movimentos correspondentes a CP1 e CP2.

Tabela 5 - Ângulos que apresentaram correlação cruzada $\geq 0,7$ com as duas primeiras CP, para cada indivíduo.

ID	Direito apoiado no solo				Esquerdo apoiado no solo			
	CP1		CP 2		CP 1		CP 2	
	Ângulo	r	Ângulo	r	Ângulo	r	Ângulo	r
00	RAy	0,89						
	RAz	0,89						
	Ty	0,82						
01	LAx	0,98	LKz	0,71	Nz	0,70	LAy	0,78
	LAy	0,71			LHx	0,73	LAz	0,78
	LAz	0,70						
					RKx	0,86		
					RKz	0,85		
					LAx	0,70		
					RAx	0,81		
					RAy	0,76		
03					RAz	0,76		
	LKx	0,70	Tx	0,75			Ty	0,74
	LKz	0,79						
04								
	Ty	0,72			LHx	0,70	LKx	0,74
					LHy	0,86	LAx	0,77
					RHx	0,91		
					RKx	0,92		
					Py	0,80		
05					Ty	0,70		
	LKx	0,96	LHx	0,76	RHx	0,78	LHz	0,84
	LKz	0,91	LHy	0,71	RKx	0,70		
06					RKz	0,70		
	LAy	0,79	Nz	0,71	RHx	0,79	LKz	0,71
	LAz	0,79	RAy	0,85	RHz	0,74	LAy	0,77
	Px	0,73	RAz	0,85	RKx	0,72	LAz	0,77

					RHy	0,80		
					Sz	0,80		
07	LHx	0,76	RHy	0,71	RKz	0,87		
	RKz	0,84			RAx	0,73		
					Tx	0,72		
	LHy	0,74			Tz	0,70	LHz	0,77
	LHz	0,74						
	LKx	0,92						
08	LKz	0,83						
	LAx	0,79						
	RAy	0,74						
	RAz	0,74						
	LKx	0,99	Ny	0,84	RKx	0,70	Ny	0,87
	LKy	0,89	Nz	0,81			Nz	0,87
	LKz	0,99	RHx	0,70			LHy	0,83
			RHy	0,84			Py	0,73
			RKy	0,78			Sy	0,89
			LAx	0,75			Ty	0,93
							Tz	0,86
10			LAy	0,80				
			LAz	0,80				
			RAx	0,73				
			RAy	0,70				
			RAz	0,70				
			Py	0,80				
			Sy	0,76				
			Ty	0,87				
			Tz	0,86				
	Nz	0,87	Nx	0,70	Nz	0,70	Pz	0,76
	RHy	0,73	LKy	0,73	LKy	0,70	Tz	0,74
	RKy	0,80			LKz	0,93		
	RKz	0,88			LAx	0,70		
11	RAy	0,83			LAy	0,89		
	RAz	0,83			LAz	0,89		
	Sy	0,72						
	Ty	0,76						
12	LKz	0,89					Nx	0,78
							Py	0,81
					LHx	0,71		
					RHx	0,76		
					LKx	0,74		
					LKz	0,82		
13					LAx	0,83		
					LAy	0,70		
					LAz	0,70		
					Px	0,81		

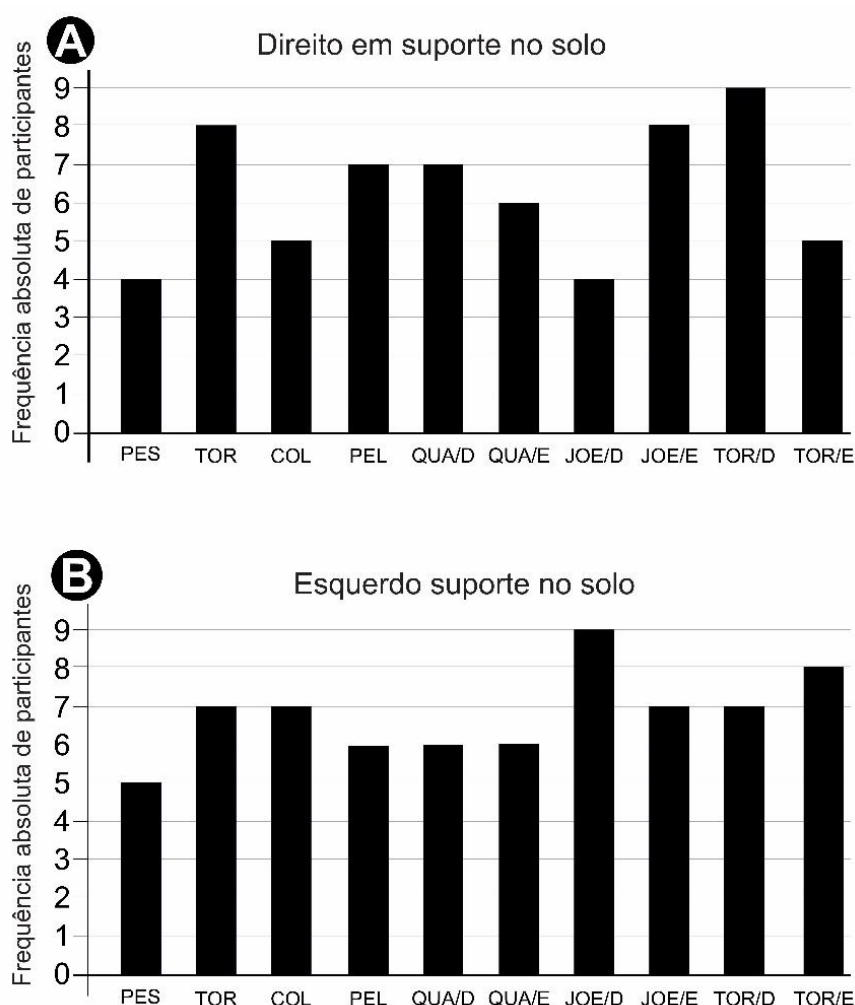
					Py	0,80				
					Ty	0,70				
14	Sx	0,71			RKx	0,95	LAx	0,75		
					RAy	0,96				
					RAz	0,96				
					Sy	0,85				
15	RAy	0,73	Py	0,70	RAy	0,70				
	RAz	0,73			RAz	0,70				
	Tx	0,72								
16	LKz	0,86	RHy	0,81	RKx	0,75	LKy	0,71		
	LAy	0,86	LKy	0,73					Sz	0,73
	LAz	0,86	RKz	0,73						
	Sx	0,70	Py	0,82						
17	LKx	0,96			LHy	0,74				
	LKz	0,93			RHy	0,72				
					LKx	0,70				
					RKx	0,80				
					RKz	0,93				
					RAx	0,70				
					Px	0,73				
18	Nz	0,79	RAy	0,78						
	Pz	0,70	RAz	0,78						
19	Ny	0,88			RHx	0,76	Ny	0,81		
	RHy	0,74			RKx	0,92	Nz	0,83		
	RAz	0,80			RKy	0,70	Ty	0,84		
	Py	0,75			RAy	0,93				
	Pz	0,76			RAz	0,93				
	Sz	0,82								
	Ty	0,91								
20	Tz	0,78								
	RHx	0,90			RHz	0,72	LKx	0,72		
	RKx	0,99			Py	0,72	LKz	0,76		
	RKy	0,96			Sx	0,81	LAx	0,74		
	RKz	0,89					LKy	0,89		
	RAx	0,81					LAz	0,89		

Fonte: a autora (2024).

Abreviaturas: ID, número do participante; valor de correlação r; CP, componente principal; LH/RH, Quadril Esquerdo/Direito; LK/RK, Joelho Esquerdo/Direito; LA/RA, Tornozelo Esquerdo/Direito; N, Pescoço; T, Tórax; S, Coluna; P, Pelve. O eixo x corresponde aos movimentos no plano frontal, o eixo y no plano sagital e o eixo z no plano transversal. O teste em negrito indica ângulos da parte superior do corpo.

A Figura 24, resume a participação de articulações ou segmentos no CP1 e CP2, mostrando o número de participantes com correlação alta ou muito alta entre os CPs reconstruídos e um determinado ângulo, independentemente do plano. O objetivo desta figura foi verificar se havia um padrão de recrutamento de articulações/segmentos entre os sujeitos e se esse padrão diferia dependendo do membro de apoio.

Figura 24 - Número de participantes com correlação alta ou muito alta entre o CP1 e CP2.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Número de participantes com correlação alta ou muito alta entre o CP1 e CP2 reconstruídos e as trajetórias angulares, independentemente do plano quando o membro inferior de apoio era o direito (A) e o esquerdo (B).

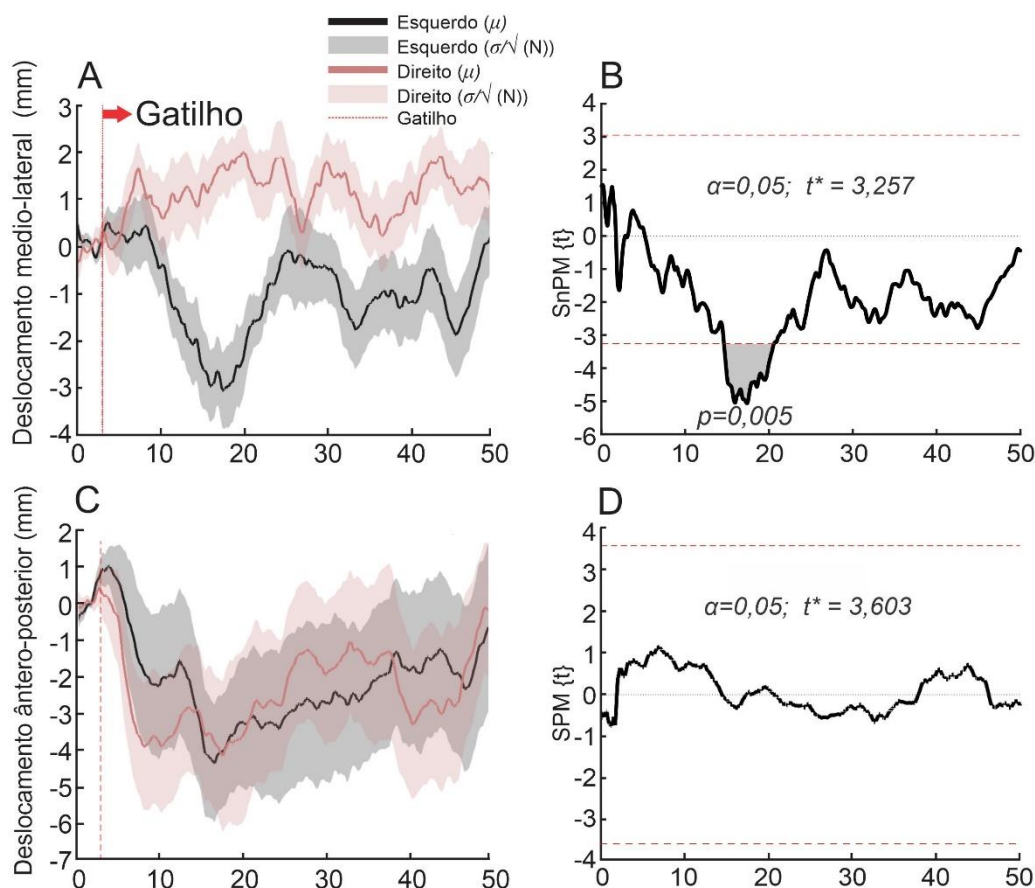
Abreviaturas: PES, pescoço; TOR, tórax; PEL, pelve; QUA, quadril; JOE, joelho; TOR, tornozelo; D, direito; E, esquerdo.

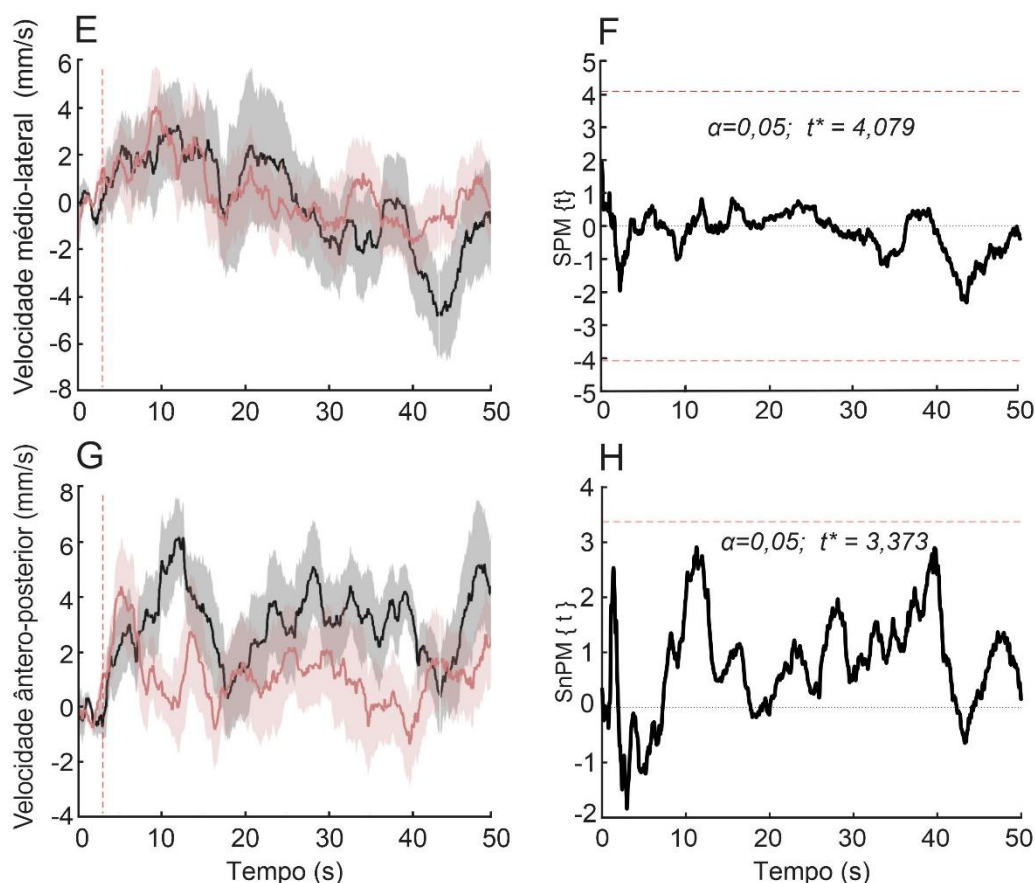
3.6 RESULTADOS – OBJETIVO 2

Todos os participantes foram capazes de manter a postura ereta independentemente da posição unipodal ou bipodal, sob efeito da vibração no tendão calcâneo. Para a tarefa unipodal, a comparação entre membro inferior direito vs. membro inferior esquerdo revelou diferenças significativas para o deslocamento do CP no sentido ML ($p < 0,01$). As comparações mostraram que quando o suporte estava no membro esquerdo, houve maior amplitude de oscilação do CP quando comparado ao membro inferior direito (Figura 25, painéis A e B). Não foram encontradas diferenças significativas para a velocidade ML e deslocamento e velocidade na direção AP (Figura 25, painéis C, D, E, F, G e H).

Figura 25 - Perfil temporal da posição e velocidade do CP durante a postura unipodal.

MEMBRO INFERIOR DIREITO X ESQUERDO



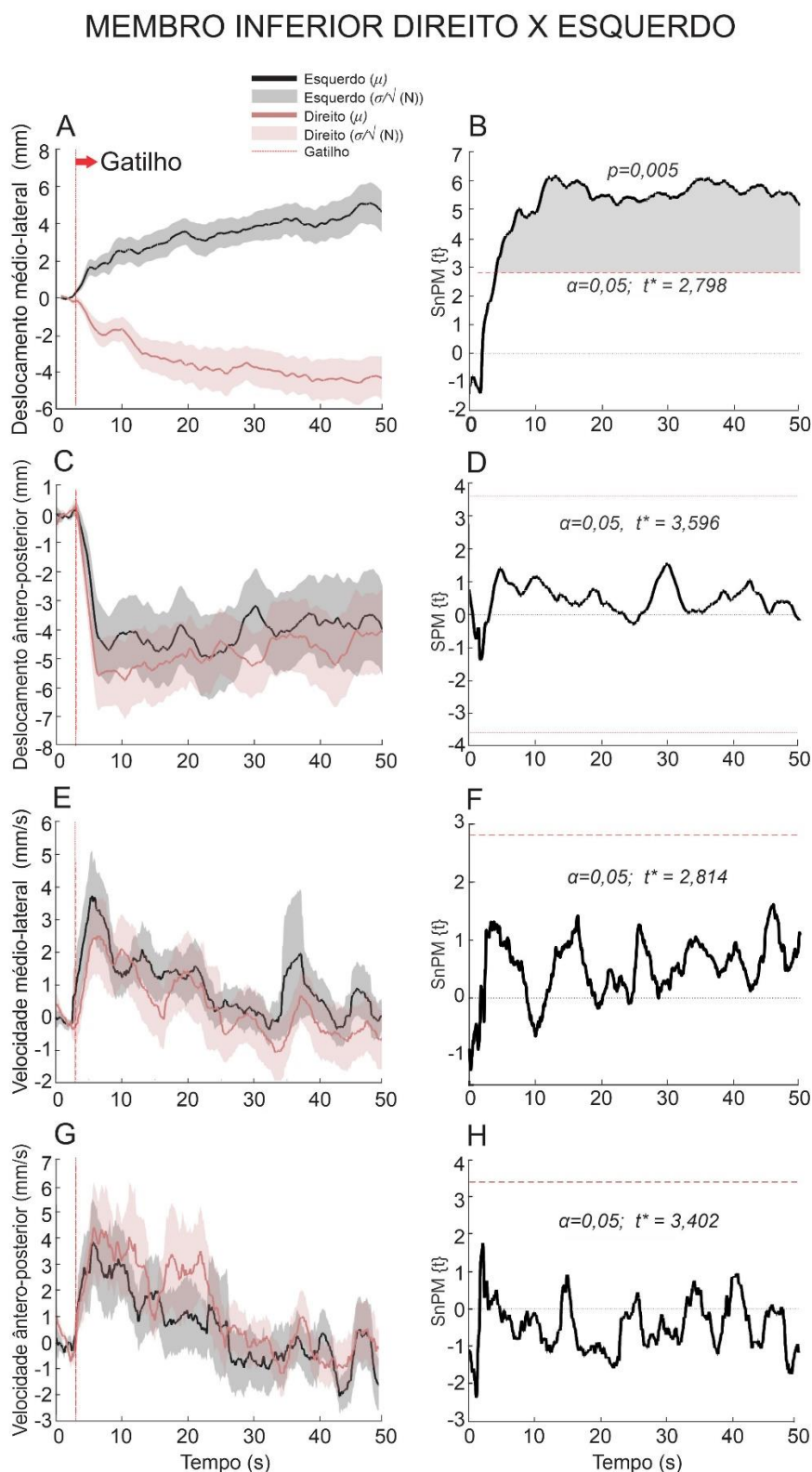


Fonte: a autora (2024).

Nota: Perfil temporal da posição do CP (A, B, C e D) e velocidade (E, F, G e H) (média entre os participantes $\pm$ erro padrão) ao longo da postura unipodal no membro inferior esquerdo (linha preta) e membro inferior direito (linha vermelha). Resultados do SPM calculados usando o teste t pareado, onde linhas horizontais pontilhadas finas indicam limiares críticos para significância e as linhas pontilhadas vermelhas verticais indicam o gatilho. μ , é a média entre os participantes; σ , desvio padrão; N, número de amostras. SPM, *statistical parametric mapping*; SnPM, *statistical non-parametric mapping*.

Para a tarefa bipodal, a comparação entre membro inferior direito vs. membro inferior esquerdo revelou diferenças significativas para deslocamento na direção ML ($p < 0,01$). As comparações mostraram que quando comparado a vibração aplicada unilateralmente no membro inferior direito vs. quando aplicada no membro inferior esquerdo, a maior oscilação foi observada quando a aplicação da vibração foi no membro inferior esquerdo (Figura 26, painel A e B). Não foram encontradas diferenças significativas para deslocamento na direção AP e para velocidade nas direções AP e ML (Figura 26, painéis C, D, E, F, G e H).

Figura 26 - Perfil temporal da posição delta e velocidade do CP durante a postura bipodal.



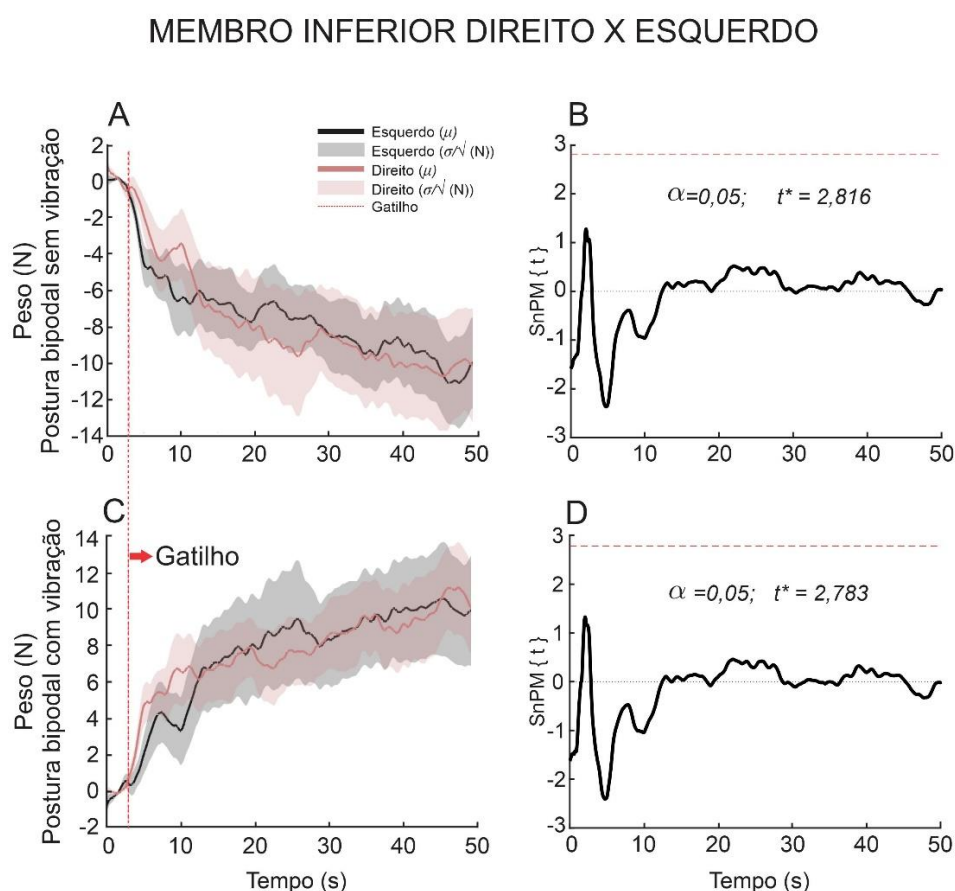
Fonte: a autora (2024).

Nota: Perfil temporal da posição delta (A, B, C e D) e velocidade (E, F, G e H) do CP resultante entre os dois membros inferiores (média entre os participantes $\pm$ erro padrão) quando a vibração unilateral foi aplicada ao membro inferior esquerdo (linha preta) e no membro inferior direito (linha vermelha). Resultados do SPM calculados usando o teste t pareado, onde linhas

finas pontilhadas indicam limiares críticos para significância e as linhas pontilhadas vermelhas verticais indicam o gatilho. μ , é a média entre os participantes; σ , desvio padrão; N, número de amostras. SPM, *statistical parametric mapping*; SnPM, *statistical non-parametric mapping*.

Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas para a descarga de peso (Figura 27). Para as análises das forças de reação vertical, foram inseridos os resultados também do membro inferior contralateral ao vibrado para analisar as estratégias compensatórias entre os membros. Essa foi a única variável, em que os membros inferiores foram processados separadamente. O sinal de gatilho foi inserido no painel A, mostrando o resultado das forças verticais dos membros contralaterais ao perturbado (sem o efeito da vibração), apenas para visualização do exato instante do início da vibração do membro contralateral. Valores positivos da força vertical, indicar menor descarga de peso, e valores negativos indicam maior descarga de peso.

Figura 27 - Perfil temporal do delta Fz do CP individualmente para cada membro inferior durante a tarefa bipodal.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Valores médios entre os participantes ($\pm$ erro padrão), comparando o membro esquerda (linha preta) e o membro inferior direito (linha vermelha) sem o efeito da vibração no tendão calcâneo (A e B), e ambos os membros inferiores sob o efeito da vibração no tendão (C e D).

3.7 RESULTADOS – OBJETIVO 3

3.7.1 Tarefa de equilíbrio unipodal

Para ver o resumo dos resultados da tarefa de equilíbrio unipodal e bipodal, consultar no APÊNDICE B. A seguir, foram descritos os resultados de forma detalhada para cada variável dependente em cada tentativa e condição.

3.7.1.1 Índice de sinergia com vibração

Tentativa 1: A análise do índice de sinergia na tentativa 1, com vibração, revelou uma **interação** significativa entre lado e tempo [$F(10, 200)=2,04$, $p=0,03$, $\eta_p^2=0,09$], com comparações post hoc indicando que na **janela 3**, o índice de sinergia é **maior** no membro inferior **direito** quando comparado com o esquerdo (média das diferenças: 0,11, 95% IC LS 0,00 - LI 0,22, $p = 0,04$). Na **janela 6**, o índice de sinergia é **maior** no membro inferior **direito** quando comparado com o esquerdo (média das diferenças: 0,12, 95% IC LS 0,03 – LI 0,22, $p = 0,01$). A análise **não mostrou efeito de lado** [$F(1, 20)=0,45$, $p=0,50$, $\eta_p^2=0,02$] e de tempo [$F(10, 200)=0,33$, $p=0,96$, $\eta_p^2=0,01$] (Figura 28 – painel A).

Tentativa 2: A análise do índice de sinergia na tentativa 2, com vibração, revelou **efeito de lado** [$F(1, 20)=7,29$, $p=0,01$, $\eta_p^2=0,26$], com comparações post hoc indicando que o índice de sinergia foi **maior** no membro inferior **direito** quando comparado com o esquerdo (média das diferenças: 0,05, 95% IC LS 0,01 – LI 0,10, $p = 0,01$) (Figura 28 – painel B). **Não houve efeito de tempo** [$F(10, 200)=1,51$, $p=0,13$, $\eta_p^2=0,07$] e **interação** entre as variáveis [$F(10, 200)=0,66$, $p=0,75$, $\eta_p^2=0,03$].

Tentativa 3: A análise do índice de sinergia na tentativa 3, com vibração, revelou **que não houve efeito de lado** lado [$F(1, 19)=0,00$, $p=0,94$, $\eta_p^2=0,00$], de tempo [$F(10, 190)=0,61$, $p=0,80$, $\eta_p^2=0,03$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=1,32$, $p=0,22$, $\eta_p^2=0,06$] (Figura 28 – painel C).

3.7.1.2 Variância *Uncontrolled Manifold* (UCM) com vibração

Tentativa 1: A análise do $V_{_UCM}$ na tentativa 1, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=1,79$, $p=0,19$, $\eta_p^2=0,08$], efeito de tempo [$F(4,13;$

82,605)=0,74, $p=0,55$, n_p^2 0,03] e interação entre as variáveis [F(5,04; 100,89)=1,61, $p=0,10$, n_p^2 0,07] (Figura 28 – painel D).

Tentativa 2: A análise do V_UCM na tentativa 2, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [F(1, 20)=0,01, $p=0,89$, n_p^2 <0,00], efeito de tempo [F(10, 200)=1,71, $p=0,07$, n_p^2 =0,07] e interação entre as variáveis [F(10, 200)=1,10, $p=0,35$, n_p^2 =0,05] (Figura 28 – painel E).

Tentativa 3: A análise do V_UCM na tentativa 3, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [F(1, 19)=1,27, $p=0,27$, n_p^2 =0,06], efeito de tempo [F(10, 190)=0,63, $p=0,78$, n_p^2 =0,03] e interação entre as variáveis [F(10, 190)=1,27, $p=0,24$, n_p^2 =0,06] (Figura 28 – painel F).

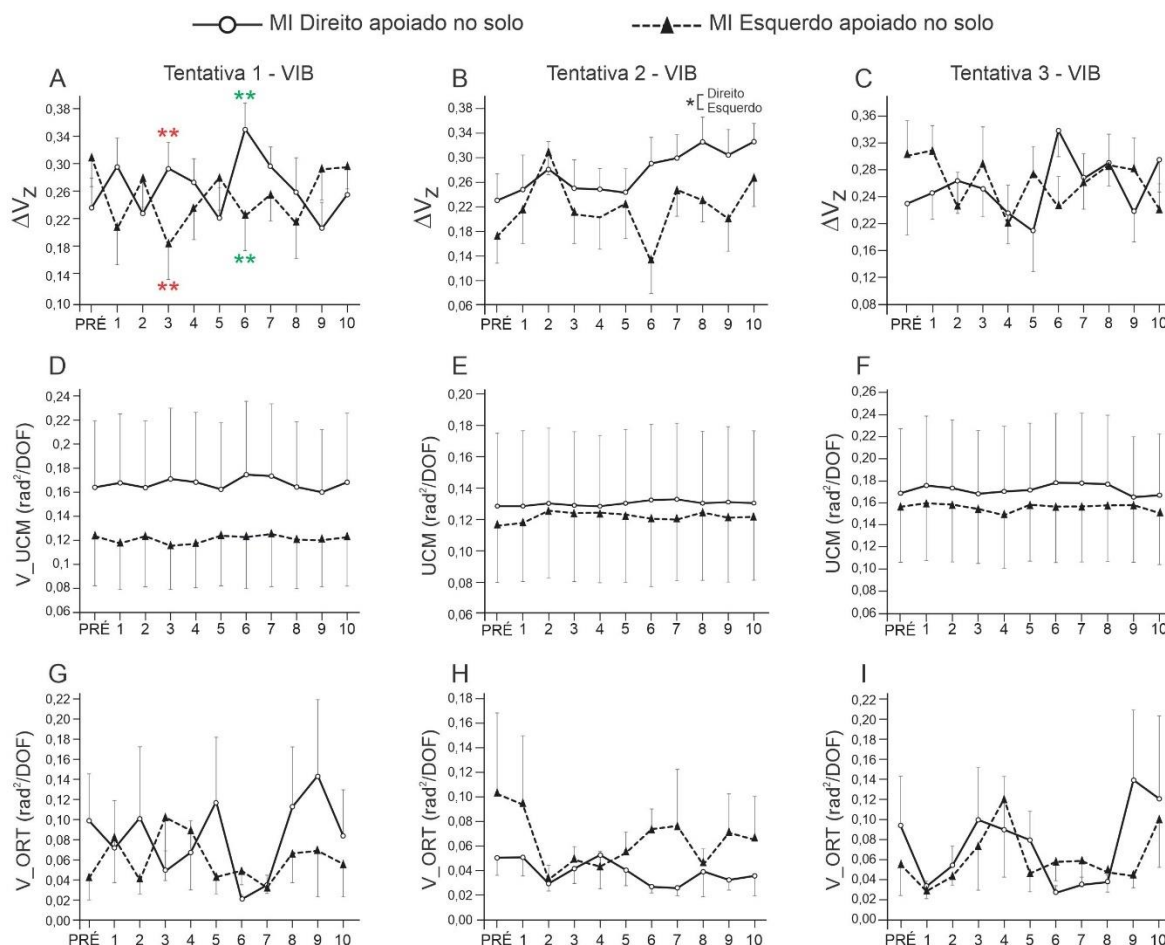
3.7.1.3 Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM

Tentativa 1: A análise do V_ORT na tentativa 1, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [F(1, 20)=0,83, $p=0,37$, n_p^2 0,04], efeito de tempo [F(10, 200)=0,21, $p=0,99$, n_p^2 0,01] e interação entre as variáveis [F(10, 200)=1,75, $p=0,07$, n_p^2 0,08] (Figura 28 – painel G).

Tentativa 2: A análise do V_ORT na tentativa 2, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [F(1, 20)=1,19, $p=0,28$, n_p^2 0,05], efeito de tempo [F(10, 200)=1,09, $p=0,36$, n_p^2 0,05] e interação entre as variáveis [F(10, 200)=0,76, $p=0,66$, n_p^2 0,03] (Figura 28 – painel H).

Tentativa 3: A análise do V_ORT na tentativa 3, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [F(1, 19)=0,44, $p=0,51$, n_p^2 0,02], efeito de tempo [F(10, 190)=0,43, $p=0,92$, n_p^2 0,02] e interação entre as variáveis [F(10, 190)=1,37, $p=0,19$, n_p^2 0,06] (Figura 28 – painel I).

Figura 28 - Resultados da tarefa postural unipodal com vibração.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Médias (erros padrão em barras verticais) para índice de sinergia (ΔV_z), V_{UCM} e V_{ORT} no tempo dividido em 11 janelas (PRÉ – 10) de 4 s cada nas três tentativas analisadas separadamente. Um asterisco (*) indica efeito estatisticamente significativos e dois asteriscos coloridos (**) indicam interação entre as variáveis na respectiva janela com sua respectiva cor. As barras de erros mostram a medida de dispersão somente em uma direção para facilitar a visualização.

Abreviaturas: MI, membro inferior; VIB, vibração; DOF, graus de liberdade.

3.7.1.4 Índice de sinergia sem vibração

Tentativa 1: A análise do índice de sinergia na tentativa 1, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=0,46$, $p=0,50$, $n_p^2=0,02$], efeito de tempo [$F(10, 200)=0,89$, $p=0,53$, $n_p^2=0,04$] e interação entre as variáveis [$F(10, 200)=1,10$, $p=0,36$, $n_p^2=0,04$] (Figura 29 – painel A).

Tentativa 2: A análise do índice de sinergia na tentativa 2, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=0,94$, $p=0,34$, $n_p^2=0,04$], efeito de

tempo [$F(10, 190)=1,32, p=0,22, n_p^2=0,06$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=0,82, p=0,60, n_p^2=0,04$] (Figura 29 – painel B).

Tentativa 3: A análise do índice de sinergia na tentativa 3, sem vibração, mostrou **que não houve efeito** de lado [$F(1, 20)= 3,95, p=0,06, n_p^2=0,16$], efeito de tempo [$F(10, 200)=0,34, p=0,96, n_p^2=0,01$] e interação entre as variáveis [$F(10, 200)=1,21, p=0,28, n_p^2=0,05$] (Figura 29 – painel C).

3.7.1.5 Variância *Uncontrolled Manifold* (UCM) sem vibração

Tentativa 1: A análise do V_UCM na tentativa 1, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=4,24, p=0,053, n_p^2=0,17$], efeito de tempo [$F(3,53; 70,62)=0,53, p=0,68, n_p^2=0,02$] e interação entre as variáveis [$F(4,05; 81,10)=0,50, p=0,88, n_p^2=0,02$] (Figura 29 – painel D).

Tentativa 2: A análise do V_UCM na tentativa 2, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=1,58, p=0,22, n_p^2=0,07$], efeito de tempo [$F(4,52; 85,96)=1,46, p=0,21, n_p^2=0,07$] e interação entre as variáveis [$F(5,51; 104,83)=0,42, p=0,84, n_p^2=0,02$] (Figura 29 – painel E).

Tentativa 3: A análise do V_UCM na tentativa 3, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=2,94, p=0,10, n_p^2=0,12$], efeito de tempo [$F(5,95; 119,12)=0,36, p=0,89, n_p^2=0,01$] e interação entre as variáveis [$F(5,18; 103,61)=0,99, p=0,42, n_p^2=0,04$] (Figura 29 – painel F).

3.7.1.6 Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM

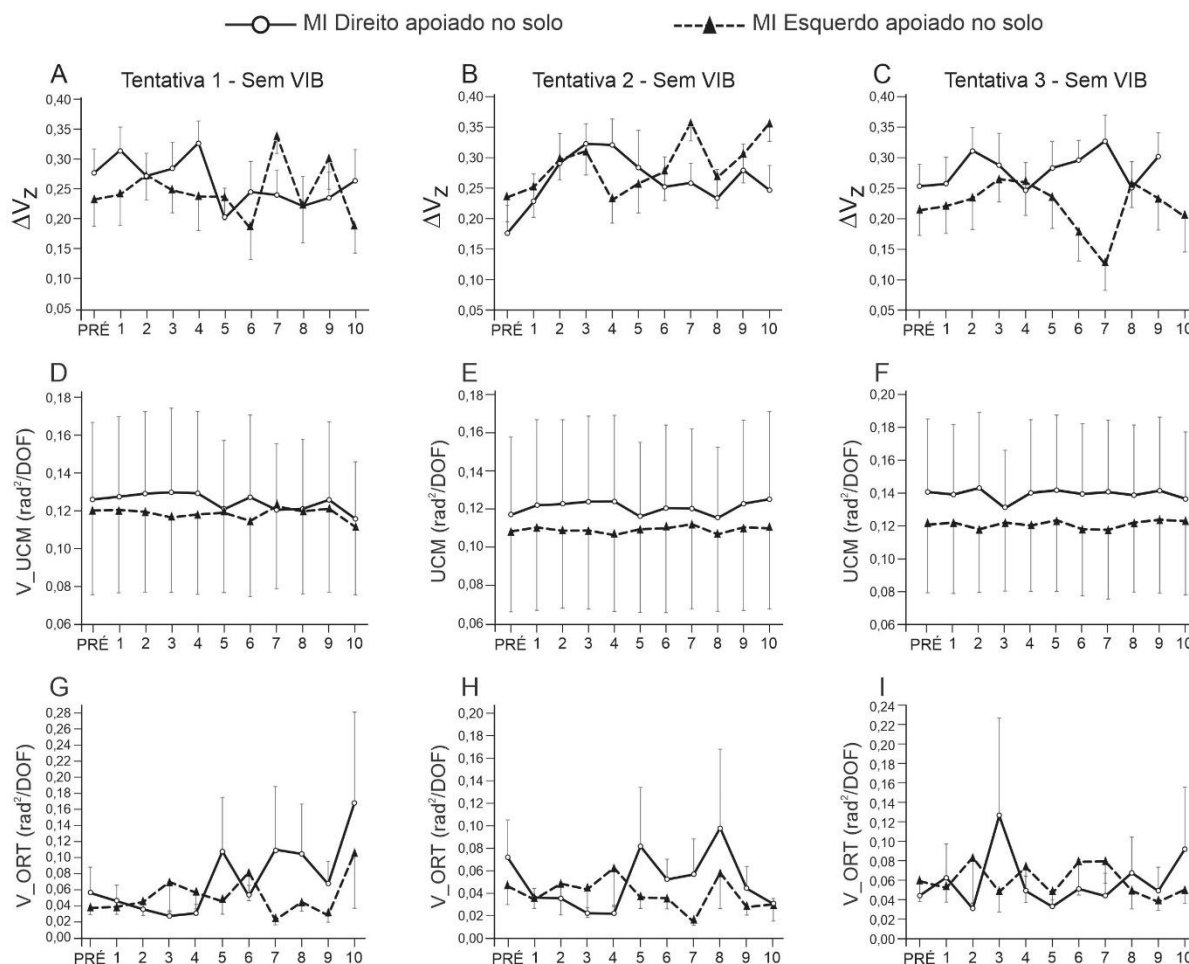
Tentativa 1: A análise do V_ORT na tentativa 1, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)<0,01, p=0,98, n_p^2<0,01$], efeito de tempo [$F(10, 200)=0,75, p=0,67, n_p^2=0,03$] e interação entre as variáveis [$F(5,97; 119,50)=1,17, p=0,32, n_p^2=0,05$] (Figura 29 – painel G).

Tentativa 2: A análise do V_ORT na tentativa 2, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=2,17, p=0,15, n_p^2=0,10$], efeito de tempo [$F(10, 190)=0,95, p=0,48, n_p^2=0,04$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=1,15, p=0,32, n_p^2=0,05$] (Figura 29 – painel H).

Tentativa 3: A análise do V_ORT na tentativa 3, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=1,57, p=0,22, n_p^2=0,07$], efeito de tempo [$F(10,$

200)=0,47, $p=0,90$, $n_p^2=0,02$] e interação entre as variáveis [$F(5,50; 110,05)=1,00$, $p=0,42$, $n_p^2=0,04$] (Figura 29 – painel I).

Figura 29 - Tarefa postural unipodal sem vibração.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Médias (erros padrão em barras verticais) para índice de sinergia (ΔV_z), V_UCM e V_ORT no tempo dividido em 11 janelas (PRÉ – 10) de 4 s cada nas três tentativas analisadas separadamente. Asterisco (*) indicam diferenças estatísticas. As barras de erros mostram a medida de dispersão somente em uma direção para facilitar a visualização.

Abreviaturas: MI, membro inferior; VIB, vibração; DOF, graus de liberdade.

3.7.1.7 Variabilidade do centro de massa com vibração

Tentativa 1: A análise da variabilidade do CM na tentativa 1, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=1,97$, $p=0,17$, $n_p^2=0,09$], efeito de tempo [$F(10, 200)=1,28$, $p=0,24$, $n_p^2=0,06$] e interação entre as variáveis [$F(10, 200)=0,48$, $p=0,90$, $n_p^2=0,02$] (Figura 30 – painel A).

Tentativa 2: A análise da variabilidade do CM na tentativa 2, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=1,37$, $p=0,25$, $n_p^2=0,06$], efeito de tempo [$F(10, 190)=1,02$, $p=0,42$, $n_p^2=0,05$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=0,30$, $p=0,98$, $n_p^2=0,01$] (Figura 30 – painel C).

Tentativa 3: A análise da variabilidade do CM na tentativa 3, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=1,44$, $p=0,24$, $n_p^2=0,08$], efeito de tempo [$F(10, 190)=1,63$, $p=0,10$, $n_p^2=0,09$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=0,71$, $p=0,70$, $n_p^2=0,04$] (Figura 30 – painel E).

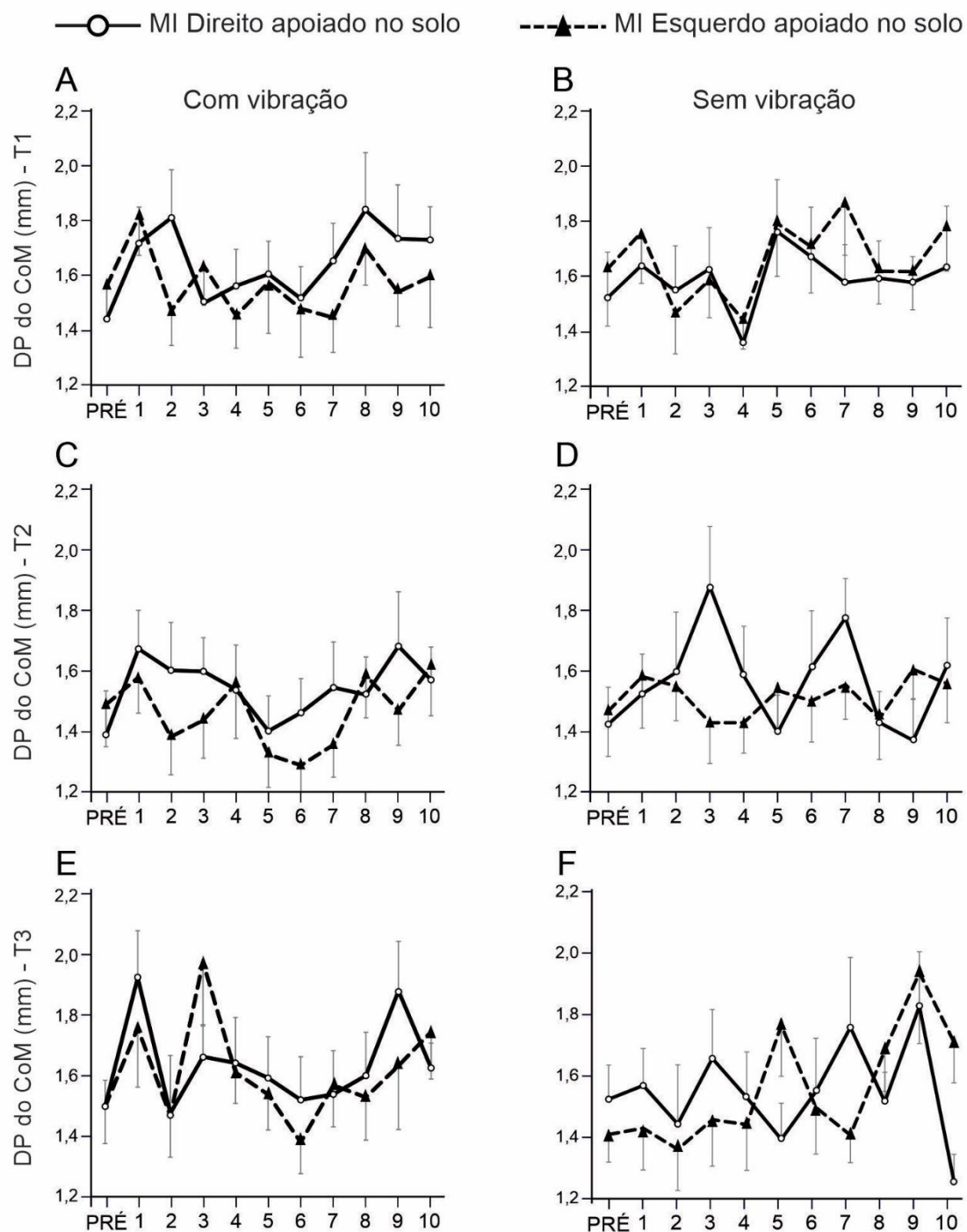
3.7.1.8 Variabilidade do centro de massa sem vibração

Tentativa 1: A análise da variabilidade do CM na tentativa 1, sem vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=0,38$, $p=0,54$, $n_p^2=0,01$], efeito de tempo [$F(10, 200)=1,28$, $p=0,24$, $n_p^2=0,06$] e interação entre as variáveis [$F(10, 200)=0,24$, $p=0,99$, $n_p^2=0,01$] (Figura 30 – painel B).

Tentativa 2: A análise da variabilidade do CM na tentativa 2, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 20)=0,13$, $p=0,71$, $n_p^2<0,01$], efeito de tempo [$F(10, 200)=0,74$, $p=0,67$, $n_p^2=0,03$] e interação entre as variáveis [$F(10, 200)=0,96$, $p=0,47$, $n_p^2=0,04$] (Figura 30 – painel D).

Tentativa 3: A análise da variabilidade do CM na tentativa 3, com vibração, mostrou que **não houve efeito** de lado [$F(1, 19)=0,01$, $p=0,99$, $n_p^2=0,01$], efeito de tempo [$F(10, 190)=1,07$, $p=0,38$, $n_p^2=0,05$] e interação entre as variáveis [$F(10, 190)=1,30$, $p=0,23$, $n_p^2=0,06$] (Figura 30 – painel F).

Figura 30 - Variabilidade do CM na tarefa postural unipodal.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Médias (erros padrão em barras verticais) da variabilidade do CM no tempo dividido em 11 janelas (PRÉ – 10) de 4 s cada nas três tentativas analisadas separadamente. Um asterisco (*) indica efeito estatisticamente significativo. As barras de erros mostram a medida de dispersão somente em uma direção para facilitar a visualização.

Abreviaturas: MI, membro inferior; VIB, vibração; DOF, graus de liberdade.

3.8 RESULTADOS – OBJETIVO 4

3.8.1 Tarefa de equilíbrio bipodal

3.8.1.1 Índice de sinergia

Tentativa 1: A análise do índice de sinergia na tentativa 1, mostrou que não houve efeito de condição [$F(2, 38)=0,52$, $p=0,59$, $\eta_p^2=0,02$], efeito de tempo [$F(10, 190)=1,04$, $p=0,40$, $\eta_p^2=0,05$] e interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,17$, $p=0,27$, $\eta_p^2=0,05$] (Figura 31– painel A).

Tentativa 2: A análise do índice de sinergia na tentativa 2, mostrou que não houve efeito de condição [$F(2, 38)=1,49$, $p=0,23$, $\eta_p^2=0,07$], efeito de tempo [$F(6,20; 117,81)=1,71$, $p=0,12$, $\eta_p^2=0,08$] (Figura 31 – painel B). A análise mostrou interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,81$, $p=0,01$, $\eta_p^2=0,08$]. Comparações post hoc mostrou que na janela 7, a condição bipodal sem vibração o índice de sinergia é maior quando comparado à condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças: 0,05, 95% IC LI 0,00 – LS 0,10, $p = 0,04$), sem diferença com a condição bipodal e vibração unilateral no membro esquerdo. Comparações post hoc mostrou que na janela 8, a condição bipodal sem vibração o índice de sinergia é maior quando comparado à condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças: 0,08, 95% IC LI 0,01 – LS 0,16, $p = 0,02$), sem diferença com a condição bipodal e vibração unilateral no membro esquerdo (Figura 31 – painel B).

Tentativa 3: A análise do índice de sinergia na tentativa 3, mostrou houve efeito de condição [$F(2, 38)=3,77$, $p=0,03$, $\eta_p^2=0,16$]. Comparações post hoc, indicaram que o índice de sinergia da condição bipodal sem vibração é maior quando comparado à condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças: 0,02, 95% IC LI 0,00 – LS 0,05, $p = 0,02$), sem diferença com a condição bipodal e vibração unilateral no membro esquerdo. A análise mostrou que não houve efeito de tempo [$F(5,23; 99,39)=1,14$, $p=0,33$, $\eta_p^2=0,05$], e interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,10$, $p=0,34$, $\eta_p^2=0,05$] (Figura 31 – painel C).

3.8.1.2 Variância *Uncontrolled Manifold* (UCM)

Tentativa 1: A análise do V_UCM na tentativa 1, mostrou que não houve efeito de condição [$F(1,03; 19,73)=0,81$, $p=0,45$, $\eta_p^2=0,04$], efeito de tempo [$F(1,49; 28,36)=0,37$, $p=0,63$, $\eta_p^2=0,01$] e interação entre as variáveis [$F(4,35; 82,75)=0,63$, $p=0,88$, $\eta_p^2=0,03$] (Figura 31 – painel D).

Tentativa 2: A análise do V_UCM na tentativa 2, mostrou que não houve efeito de condição [$F(1,02; 19,54)=1,19$, $p=0,28$, $\eta_p^2=0,05$], efeito de tempo [$F(2,56; 48,78)=0,59$, $p=0,59$, $\eta_p^2=0,03$] e interação entre as variáveis [$F(4,90; 93,12)=1,18$, $p=0,32$, $\eta_p^2=0,05$] (Figura 31 – painel E).

Tentativa 3: A análise do V_UCM na tentativa 3, mostrou que não houve efeito de condição [$F(1,00; 19,16)=0,84$, $p=0,43$, $\eta_p^2=0,04$], efeito de tempo [$F(1,62; 30,77)=0,52$, $p=0,56$, $\eta_p^2=0,02$] e interação entre as variáveis [$F(2,25; 42,87)=0,85$, $p=0,44$, $\eta_p^2=0,04$] (Figura 31 – painel F).

3.8.1.3 Variância ortogonal (V_ORT) ao UCM

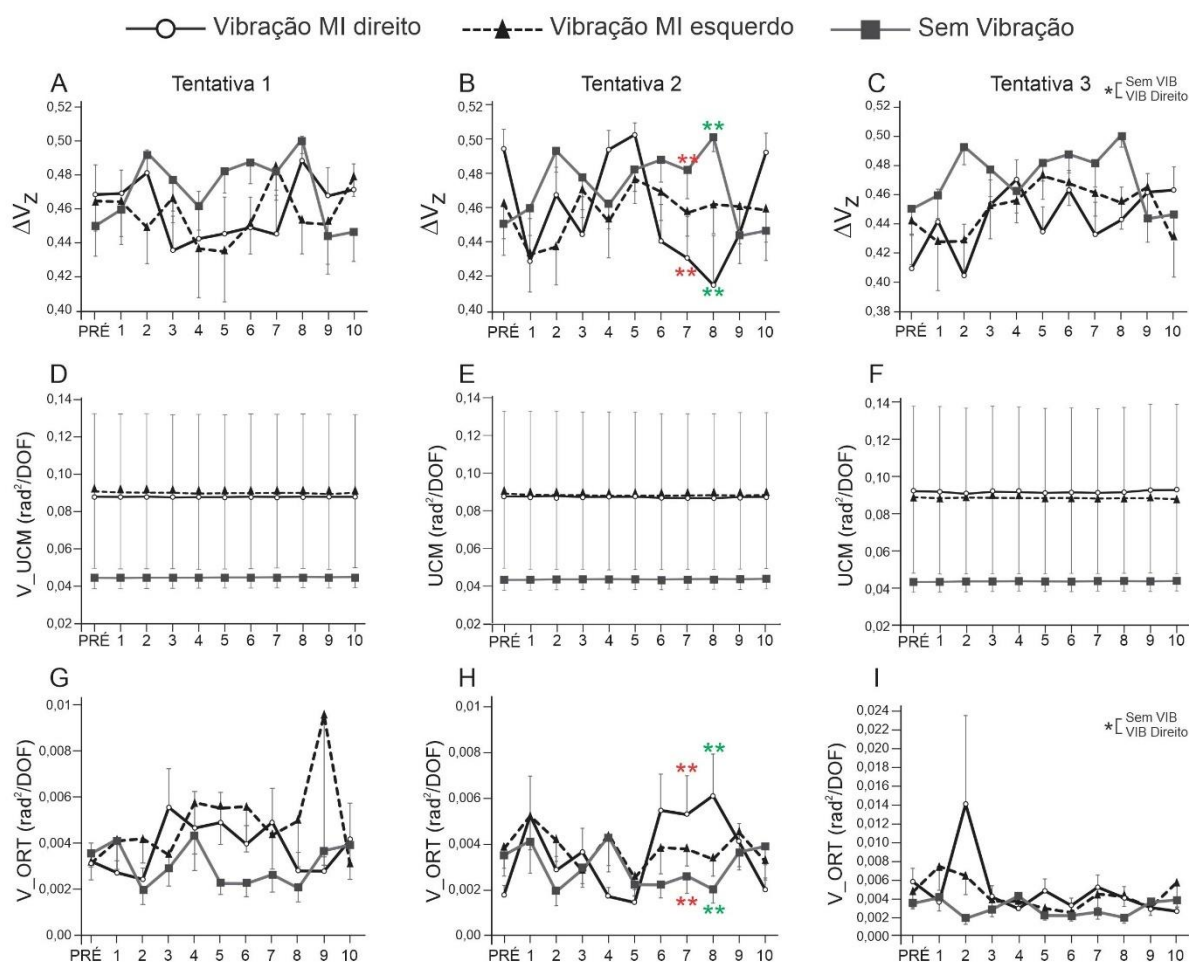
Tentativa 1: A análise do V_ORT na tentativa 1, mostrou que não houve efeito de condição [$F(2,38)=1,21$, $p=0,30$, $\eta_p^2=0,06$], efeito de tempo [$F(10, 190)=1,24$, $p=0,26$, $\eta_p^2=0,06$] e interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,21$, $p=0,24$, $\eta_p^2=0,06$] (Figura 31 – painel G).

Tentativa 2: A análise do V_ORT na tentativa 2, mostrou que não houve efeito de condição [$F(1,51; 28,84)=3,28$, $p=0,06$, $\eta_p^2=0,14$], e efeito de tempo [$F(10, 190)=1,51$, $p=0,13$, $\eta_p^2=0,07$]. Houve interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,99$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,09$]. Comparações post hoc, mostraram que na janela 7 o V_ORT foi maior na condição bipodal com vibração unilateral no membro direito quando comparado com a condição sem vibração (média das diferenças: 0,30, 95% IC LI 0,00 – LS 0,60, $p = 0,04$). Na janela 8, o V_ORT foi maior na condição bipodal com vibração unilateral no membro direito quando comparado com a condição sem vibração (média das diferenças: 0,62, 95% IC LI 0,12 – LS 1,12, $p = 0,01$) (Figura 31 – painel H).

Tentativa 3: A análise do V_ORT na tentativa 3, mostrou que houve efeito de condição [$F(2, 38)=5,70$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,23$]. Comparações post hoc, mostrou que a tentativa sem vibração tem menores valores de V_ORT quando comparada com a condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças:

0,17, 95% IC LI 0,03 – LS 0,31, $p = 0,01$) e vibração no membro esquerdo (média das diferenças: 0,12, 95% IC LI <0,01 – LS 0,23, $p = 0,03$). Não houve efeito de tempo [$F(10, 190)=0,82$, $p=0,60$, $n_p^2=0,04$], e interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,23$, $p=0,22$, $n_p^2=0,06$] (Figura 31 – painel I).

Figura 31 - Resultados da tarefa postural bipodal.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Médias (erros padrão em barras verticais) para índice de sinergia (ΔV_z), V_{UCM} e V_{ORT} no tempo dividido em 11 janelas (PRÉ – 10) de 4 s cada nas três tentativas analisadas separadamente. Um asterisco (*) indica efeito estatisticamente significativos e dois asteriscos coloridos (**) indicam interação entre as variáveis na respectiva janela com sua respectiva cor. As barras de erros mostram a medida de dispersão somente em uma direção para facilitar a visualização.

Abreviaturas: MI, membro inferior; VIB, vibração; DOF, graus de liberdade.

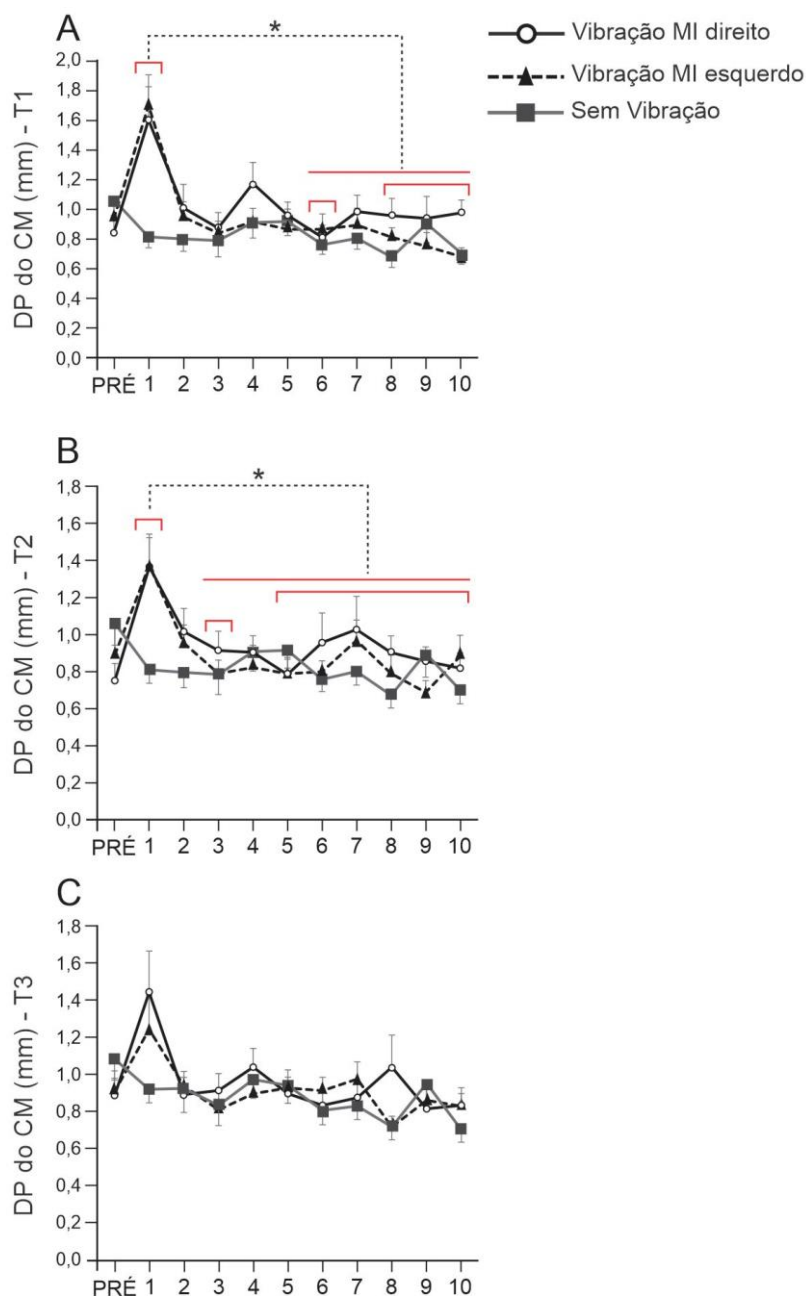
3.8.1.4 Variabilidade do centro de massa

Tentativa 1: A análise da variabilidade do CM na tentativa 1, mostrou que houve efeito de condição/ [F(2, 40)=3,89, $p=0,02$, $\eta_p^2=0,16$]. Comparações post hoc, mostraram que a condição bipodal sem vibração tem menores valores de variabilidade do CM, quando comparada com a condição bipodal com vibração unilateral no membro direito. Houve efeito de tempo [F(10, 200)=3,73, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,15$]. Comparações post hoc, mostraram que a janela 1 tem valores de variabilidade do CM maiores quando comparada com as janelas: 6 (média das diferenças: 0,17, 95% IC LI $<0,01$ – LS 0,34, $p = 0,03$); janela 8 (média das diferenças: 0,18, 95% IC LI=0,02 – LS 0,34, $p = 0,01$); janela 9 (média das diferenças: 0,18, 95% IC LI=0,01 – LS 0,34, $p = 0,02$); e janela 10 (média das diferenças: 0,19, 95% IC LI $<0,01$ – LS 0,38, $p = 0,04$)] (Figura 32 – painel A). Houve interação entre as variáveis [F(8,98; 179,72)=1,93, $p=0,05$, $\eta_p^2=0,08$]. Comparações post hoc, mostraram que na janela 1, a condição sem vibração tem menores valor de variabilidade do CM quando comparada com a condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças: 0,22, 95% IC LI=0,01 – LS 0,43, $p = 0,03$). Na janela 10, a condição bipodal sem vibração tem menores valores de variabilidade do CM quando comparada: com a condição bipodal com vibração no membro esquerdo (média das diferenças: 0,15, 95% IC LI=0,30 – LS 0,28, $p = 0,01$); quando comparada com a condição bipodal com vibração unilateral no membro direito (média das diferenças: 0,16, 95% IC LI=0,04 – LS 0,31, $p = 0,04$) (Figura 32 – painel A).

Tentativa 2: A análise da variabilidade do CM na tentativa 2, mostrou que houve efeito de tempo [F(10, 200)=3,74, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,15$]. Comparações post hoc, mostraram que a janela 1, obteve maiores valores de variabilidade do CM quando comparada com: a janela 3 (média das diferenças: 0,15, 95% IC LI=0,02 – LS 0,28, $p = 0,01$); janela 5 (média das diferenças: 0,13, 95% IC LI=0,01 – LS 0,26, $p = 0,02$); janela 6 (média das diferenças: 0,13, 95% IC LI=0,08 – LS 0,26, $p = 0,02$); janela 7 (média das diferenças: 0,10, 95% IC LI=0,02 – LS 0,20, $p = 0,04$); janela 8 (média das diferenças: 0,16, 95% IC LI=0,04 – LS 0,29, $p <0,01$); janela 9 (média das diferenças: 0,15, 95% IC LI=0,01 – LS 0,28, $p = 0,01$); e janela 10 (média das diferenças: 0,15, 95% IC LI=0,01 – LS 0,30, $p = 0,02$). A análise não mostrou efeito de lado [F(2, 40)=1,18, $p=0,31$, $\eta_p^2=0,05$] e interação entre as variáveis [F(9,73; 194,60)=1,58, $p=0,11$, $\eta_p^2=0,07$] (Figura 32 – painel B).

Tentativa 3: A análise da variabilidade do CM na tentativa 3, mostrou que não houve efeito de lado [$F(2, 38)=1,47$, $p=0,24$, $\eta_p^2=0,07$] e interação entre as variáveis [$F(20, 380)=1,17$, $p=0,27$, $\eta_p^2=0,05$]. Houve efeito de tempo [$F(10, 190)=2,75$, $p=0,12$, $\eta_p^2=0,12$], entretanto as comparações post hoc não foram sensíveis para identificar essas diferenças (Figura 32 – painel C).

Figura 32 - Variabilidade do CM na tarefa postural bipodal.



Fonte: a autora (2024).

Nota: Médias (erros padrão em barras verticais) da variabilidade do CM no tempo dividido em 11 janelas (PRÉ – 10) de 4 s cada nas três tentativas analisadas separadamente. Um asterisco (*) indica efeito estatisticamente significativo. As barras de erros mostram a medida de dispersão somente em uma direção para facilitar a visualização.

Abreviatura: DP, desvio padrão, CM, centro de massa; T1, tentativa 1; T2, tentativa 2; T3, tentativa 3.

3.9 DISCUSSÃO OBJETIVO 1

O foi investigar o efeito da preferência lateral na coordenação angular durante o equilíbrio unipodal, considerando padrões de coordenação individuais em vez de assumir modos de movimento coletivo. Para fazer isso, consideramos que movimentos articulares de alta dimensão são organizados em modos, que determinamos com a ACP realizada para cada indivíduo separadamente. Isso difere de outros estudos que impuseram padrões coordenativos a priori (27) ou agruparam indivíduos para calcular os componentes principais (211,26,36). Nossa hipótese é que a preferência lateral se manifesta pela participação de diferentes conjuntos de articulações nos modos de movimento de acordo com a preferência do membro, e tais conjuntos seriam semelhantes entre os indivíduos.

Na Tabela 5, é possível observar que cada indivíduo envolveu diferentes conjuntos de articulações nos modos principais, dependendo do membro de suporte. Pesquisas anteriores já discutiram a importância de envolver várias articulações simultaneamente para controlar a postura ereta de forma eficaz (32,34,52,53). Como uma descoberta adicional, os resultados mostram que há de fato assimetria lateral no recrutamento de graus de liberdade. No entanto, não houve padrão entre os indivíduos em relação às articulações ou segmentos participantes. A variabilidade intra e inter-sujeito foi observada para a respectiva tarefa, o que pode ser explicado pela abundância motora, permitindo que o sistema nervoso “escolha” várias soluções igualmente capazes de executar uma tarefa por meio de ação coordenada entre as articulações (94,61,276,43). Recentemente, a abundância motora tem sido descrita como uma fonte de variabilidade intra-sujeito e inter-sujeito (277). Nesse sentido, a abundância motora, proporcionada pelos vários graus de liberdade (94,61), pode ser decisiva para o sucesso da tarefa postural, uma vez que todos os participantes utilizaram estratégias diferentes, mas que cumpriram o objetivo da tarefa de estabilizar a postura unipodal sem tocar o membro oposto no solo ou movimentar os membros superiores.

Em uma revisão recente, Paillard & Noé (208), apresentaram achados inconclusivos quanto ao desempenho de tarefas de equilíbrio entre os membros inferiores preferidos e não preferidos. Os autores não chegaram a um consenso sobre

se a preferência de membro influencia ou não o equilíbrio postural unipodal. De forma geral, os estudos revisados mostraram que, em destros, os membros preferidos e não-preferidos podem apresentar desempenho controverso em tarefas de equilíbrio postural, dependendo da população em análise (assimetrias em adultos saudáveis e simetria em atletas de alguns esportes). Possivelmente, os estudos não conseguiram encontrar um padrão de resposta postural entre os membros inferiores em tarefas de equilíbrio dinâmicas e estáticas, explicado pelo fato de que a regulação do equilíbrio pode ser baseada em uma estratégia de controle flexível que prioriza diferentes soluções cinemáticas para manter o controle postural vertical, em vez de ser uma resposta de coordenação articular padrão e limitada a uma explicação baseada na lateralização cerebral ou preferência lateral (56,59,2,8).

Os achados sobre o envolvimento das articulações e segmentos da parte superior do corpo no primeiro e segundo componente principal (Tabela 5) são novos. Outros estudos conduzidos na postura unipodal consideraram apenas os modos dos membros inferiores (27) ou descobriram que o envolvimento dos segmentos/articulações da parte superior do corpo apareceu apenas nos componentes principais menos importantes, como o quarto (26) ou o sexto (36). Diferentemente desses estudos, os resultados do presente estudo indicam que estratégias diferentes daquelas que envolvem o tornozelo e o quadril são relevantes para o equilíbrio unipodal, semelhante ao que foi encontrado para a postura bipodal (39,278,279,43). Na verdade, era esperado que os ângulos da parte superior do corpo fossem relevantes para o controle do equilíbrio unipodal, pois trabalhos anteriores mostraram que o movimento do tronco está relacionado à estabilização do CM de todo o corpo dentro da base de suporte (279,280). Além disso, as inclinações máximas do tronco estão correlacionadas com a posição do CM em tarefas de recuperação do equilíbrio e são altamente variáveis dentro e entre indivíduos (277).

Embora estudos sobre a postura ereta humana enfatizem tipicamente a necessidade de controlar as articulações do tornozelo e do quadril para atingir a estabilidade postural (141,37,29,129), os resultados do presente estudo mostram que, independentemente do membro inferior apoiado no solo, outras articulações são igualmente relevantes para os principais modos de coordenação (Tabela 5). Um participante (ID-05) não envolveu segmentos/articulações axiais da parte superior do corpo nos dois primeiros componentes principais. Portanto, não podemos concluir que

esse envolvimento seja uma característica geral do controle motor humano em uma postura unipodal.

De fato, não há unanimidade no envolvimento de diferentes articulações/segmentos, como visto na Figura 24. Tal heterogeneidade de estratégias de coordenação pode ser devido ao controle flexível com diversas soluções cinemáticas para manter o controle postural vertical. Isso indica que provavelmente não há um padrão de coordenação articular relacionado à lateralização cerebral e preferência lateral (56,1,2,8). Nesse sentido, os resultados encontrados no presente estudo complementam estudos anteriores (34,277) mostrando que a coordenação das diversas articulações/segmentos resulta de estratégias individualizadas, dada a abundância motora observada de estratégias cinemáticas de uma forma que não segue um padrão típico entre todos os participantes. Nesse sentido, a abundância motora cinemática pode ser referida como uma fonte de variabilidade inter-sujeito (277).

Esses resultados refutam a hipótese levantada de que um conjunto semelhante de articulações estaria envolvido nos padrões de coordenação entre indivíduos e que esse conjunto seria diferente entre os membros inferiores. Embora as articulações envolvidas sejam diferentes entre os membros (Tabela 5), não há similaridade em relação a quais são essas articulações. Devido à existência de padrões de coordenação assimétricos, não podemos descartar a influência da lateralidade na coordenação durante a postura unipodal, o que nos leva a questionar se a análise de componentes principais é a melhor abordagem para lidar com essa questão.

3.9.1 Conclusão

Os resultados indicam que o envolvimento de articulações/segmentos nos principais modos de movimento durante a postura unipodal é altamente heterogêneo entre os indivíduos. Cada indivíduo envolve articulações diferentes dependendo do membro de suporte no solo. Assim, existem padrões de coordenação assimétricos durante a postura unipodal, e não podemos descartar a relação entre lateralidade e coordenação. Assim, para investigar a relação entre coordenação e lateralidade, métodos que levem em consideração estratégias de coordenação individuais, devem ser aplicados para explicar a heterogeneidade das estratégias motoras.

3.10 DISCUSSÃO OBJETIVO 2

Com base em estudos prévios que associaram o HCD como predominante no processamento de informações aferentes dos fusos musculares para controle do equilíbrio (19,20), o que levaria à melhores respostas do equilíbrio no membro inferior esquerdo quando comparado a membro direito (para revisão, ver 16), nesta investigação, o objetivo foi avaliar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio unipodal e bipodal sob vibração unilateral no tendão calcâneo.

Encontramos como principais resultados: (a) respostas instáveis no membro inferior esquerdo quando comparado com o membro inferior direito, observadas por deslocamento aumentado do CP no sentido ML durante a postura unipodal (Figura 25, painel A); (b) maiores deslocamentos no sentido ML no equilíbrio bipodal, sob perturbação unilateral no tendão calcâneo; (c) ajustes compensatórios entre os membros inferiores (Figura 26, painel A). Esse último resultado é mais bem compreendido quando analisado o comportamento da força vertical, mostrando maior descarga de peso no membro contralateral ao submetido à vibração representada pelos valores negativos da força Z (Figura 27); (d) respostas semelhantes entre os membros inferiores durante a postura unipodal (Figura 25, painéis C, D, E e F) e bipodal (Figura 26, painéis C, D, E e F) para velocidade e deslocamento no sentido AP e velocidade no sentido ML.

Os resultados revelaram que a vibração no tendão calcâneo foi supostamente eficaz em causar uma perturbação nos fusos musculares, por induzir ao aumento das oscilações médio-laterais e principalmente AP imediatamente após o início da perturbação (gatilho), conforme observado nas Figuras 25 e 26. Resultados anteriores mostraram que a vibração no tendão calcâneo aciona descargas primárias do fuso, que são interpretadas pelos centros neurais superiores como se fossem devidas à excitação dos fusos pelo alongamento do músculo. As descargas aumentadas indicam que o músculo vibrado era mais alongado do que realmente era (197), causando ilusão de movimento e, induzindo um deslocamento para trás do corpo, e consequentemente produziria um erro correspondente no processamento central do ângulo do tornozelo a partir das informações proprioceptivas (281). A vibração mecânica causa ilusões de movimentos por meio da perturbação do envio do *feedback* das informações proprioceptivas oriundas dos fusos musculares para o SNC

(197). Portanto, após a aplicação da vibração no tendão calcâneo, espera-se maiores oscilações do CP comparada com o intervalo em que o participante não estaria sob efeito da vibração mecânica.

Os achados de que maior instabilidade na direção ML após aplicação da vibração no tendão calcâneo do membro esquerdo quando comparado ao membro direito (Figura 25, painel A), sugeriram uma capacidade reduzida na geração de respostas posturais mediante à perturbação deste membro. Tal achado poderia, inicialmente, ser esperado considerando que a maioria dos participantes apresentaram maior preferência para o membro inferior direito para o controle do equilíbrio no presente estudo.

Por outro lado, os estudos têm associado o membro inferior esquerdo como o proficiente para o controle do equilíbrio (para revisão, ver 16), associando o HCD como predominante no processamento das informações proprioceptivas dos fusos musculares (19,18). Apesar dos resultados desse estudo mostrarem maiores oscilações posturais no membro esquerdo ao ser perturbado, levando à interpretação que a perturbação nos fusos musculares desse membro, supostamente o proficiente para o equilíbrio, levaria à piores respostas posturais devido ao fato do HCD estar associado no processamento das informações proprioceptivas, especialmente desse membro (19,18), os resultados complementares do presente estudo não suportam essa afirmação.

Primeiramente, os resultados mostrando menor instabilidade do equilíbrio no membro inferior direito sob condição de perturbação nos aferentes dos fusos musculares, representa maior eficiência do sistema de controle em processar as informações de *feedback* proprioceptivo desse membro. Dentro desse contexto, Vieira, Coelho & Teixeira (11), analisaram a aplicação da hipótese da Especialização Hemisférica e levantaram a hipótese que o membro esquerdo seria responsável por respostas posturais mais estáveis quando comparado com o membro direito. Os autores encontraram, que durante o equilíbrio unipodal sem perturbações externas, houve menores oscilações do CP no membro inferior direito para tarefas de equilíbrio estabilizadoras e manipulativas, refutando a hipótese baseada na especialização hemisférica aplicada aos membros inferiores. O estudo de Vieira, Coelho & Teixeira (11), reforça os achados do presente estudo mostrando que melhores respostas do equilíbrio podem ser geradas no membro direito. Além disso, sugere-se que para gerar respostas posturais estáveis, o sistema de controle postural possivelmente leva em

consideração com maior ênfase as informações de *feedback* do membro inferior direito. A manutenção do equilíbrio postural pode ser baseada em uma função cerebral hemisférica lateralizada, de forma que a assimetria funcional entre as duas áreas motoras primárias homólogas implicaria que o hemisfério cerebral esquerdo (chamado de preferido) desempenha um papel crítico na seleção da estratégia postural adequada (para revisão, ver 214).

O segundo ponto a ser observado é que o protocolo de tarefa postural bipodal com perturbação unilateral na informação dos aferentes dos fusos musculares, mostrou que os membros inferiores tiveram comportamento semelhante, quando comparadas as curvas do CP resultante quando a vibração foi aplicada no membro direito vs. quando a vibração foi aplicada no membro esquerdo ao longo do tempo para o deslocamento AP e velocidade AP e ML (Figura 26, painéis C, D, E e F). Ainda que as curvas sejam resultadas de avaliações em tempos diferentes, há comportamento semelhante no CP resultante entre os dois membros inferiores.

Na tarefa de equilíbrio bipodal, houve maior deslocamento do CP no sentido ML. No presente estudo, valores positivos para o deslocamento ML indicam que o corpo oscilou mais para o lado direito, e valores negativos indicam que o corpo oscilou mais para o lado esquerdo. Na Figura 26 (painel A), é evidenciado que quando a vibração foi aplicada no membro inferior esquerdo, o deslocamento foi para o lado direito e, quando a vibração foi no tendão calcâneo direito o deslocamento foi para o lado esquerdo. Esses resultados mostram que a vibração unilateral induziu o corpo a deslocar em direção ao membro inferior não perturbado. Os resultados mostram que houve uma estratégia compensatória semelhante para ambos os membros com deslocamento aumentado sempre no membro que não foi perturbado, conforme mostrado na Figura 26 (painel A). Essa compensação é reforçada com análises complementares da descarga de peso (força Z) na Figura 27 (painéis A e C). As análises mostraram que a maior descarga de peso ocorreu no membro inferior não perturbado (Figura 27, painéis A e C). Os valores positivos das forças verticais na condição de vibração, indicam que quando o membro estava sob efeito da perturbação, a descarga de peso foi menor (Figura 27, painel C). Simultaneamente, a menor descarga de peso sob condição de vibração no membro vibrado, houve maior descarga de peso no membro contralateral (não perturbado), conforme mostrado na Figura 27 (painel A). Isso indica que o sistema de controle postural se adaptou para descarregar mais peso no membro inferior não perturbado, para gerar respostas mais

estáveis da postura (203). Quando há comprometimento em um dos membros inferiores no envio aferente das informações sensoriais proprioceptivas, o sistema nervoso central é capaz de modular o impulso motor descendente com ajustes independentes para os músculos de cada membro inferior, com base na sua potencial contribuição para atingir o objetivo de manter o equilíbrio (206, 271). Esses resultados sugerem reponderação da aferência proprioceptiva (37), em que o sistema de controle utiliza com maior ênfase as informações aferentes do fuso do membro inferior não perturbado (283) para dimensionar respostas descendentes que levem à respostas posturais mais estáveis entre os membros inferiores no controle do equilíbrio. O estudo de Duclos et al. (18), mostrou que em pessoas acometidas por AVE unilateral, especificamente com dano no HCD quando comparadas as pessoas com danos no HCE, apresentaram maior deslocamento do CP AP. Os autores interpretaram esses resultados, associando o HCD como o predominante nas informações proprioceptivas para o controle na postura ereta quieta. Os resultados do presente estudo sugerem que em pessoas sem déficits neurológicos, comportamentos semelhantes entre os membros inferiores nas respostas posturais, independente do membro que foi perturbado, pode ser resultado da eficiência na reponderação sensorial quando o *feedback* aferente dos fusos musculares de um dos membros inferiores torna-se menos confiável.

Essa interpretação da reponderação sensorial ser um dos mecanismos responsáveis por levar a respostas semelhantes entre os membros inferiores para o controle da postura, pode ser fortalecida pelas respostas na tarefa unipodal (Figura 25, painel A). Na figura, é apresentado o comportamento do deslocamento do CP ML ao longo do tempo, do membro direito e membro esquerdo sob efeito de vibração no tendão calcâneo, avaliados em épocas diferentes. Note que, apesar de haver assimetria significativa (Figura 25, painel B) imediatamente após o trigger (duração de aproximadamente 25 s), após esse tempo os membros inferiores mostraram comportamento semelhante, ainda que medidos em épocas diferentes.

Os resultados mostrando respostas semelhantes entre os membros inferiores na tarefa bipodal, pode indicar que o HCD, tem um importante papel na ponderação dos aferentes dos fusos musculares que supostamente tenha como objetivo gerar respostas do equilíbrio com simetria de desempenho entre os membros inferiores. A reponderação sensorial é um processo dinâmico no qual o sistema nervoso aumenta a dependência e seleciona estímulos sensoriais confiáveis que fornecem *feedback*

mais preciso em diferentes regiões do corpo para manter o equilíbrio (284,285,286,287,283). Nesse sentido, o HCD pode ter sua função especializada na reponderação sensorial dos aferentes do fuso muscular que levam à simetria entre os membros inferiores para manter o equilíbrio em pessoas sem comprometimento neurológico. Essas descobertas são apoiadas por um estudo anterior envolvendo condições experimentais com manipulação sensorial proprioceptiva, observando que as ilusões de movimento induzidas por vibração ocorrem apenas se as áreas corticais do lado do HCD forem ativadas (20).

Estudos mostrando respostas posturais prejudicadas apenas em pacientes de AVE com dano no HCD quando comparado ao HCE (12,17,18), indicam uma ineficiência de integrar e ponderar as informações sensoriais para garantir assimetria entre os membros inferiores em tarefas posturais quando há danos no hemisfério direito em particular. Há evidências de que o lobo parietal inferior do hemisfério direito, como parte de uma rede com o córtex frontal inferior direito, é proficiente no processamento de informações proprioceptivas, testado experimentalmente durante a ilusão proprioceptiva (cinestésica) de membros superiores (288,289). Nos membros inferiores também foi identificado que, durante a aplicação de vibração no tendão do músculo do tibial anterior, houve predominância da atividade do córtex parietal direito (288), sugerindo que o HCD, pode ter um importante papel na integração e reponderação das informações proprioceptivas para o controle do equilíbrio. A rede fronto-parietal inferior direita, ligada pelo ramo inferior do fascículo longitudinal superior, é consistentemente recrutada quando um indivíduo experimenta vários tipos de ilusões corporais e os seus possíveis papéis estão relacionados com a consciência corporal e atualização da representação corporal (264). Os resultados mostrando comportamento semelhante entre os membros inferiores em condição de perturbação proprioceptiva unilateral tanto no equilíbrio unipodal como bipodal, sugere que em pessoas sem danos neurológicos, há uma reponderação sensorial nas informações proprioceptivas que tem como objetivo gerar respostas simétricas entre os membros inferiores para a manutenção do equilíbrio.

3.10.1 Conclusão

Nossas descobertas sugerem que em pessoas sem danos neurológicos, quando aplicada uma perturbação nas informações proprioceptivas dos fusos

musculares os hemisférios cerebrais ponderam e integram essas informações proprioceptivas, com o objetivo de gerar comportamento semelhante entre os membros inferiores para a manutenção do equilíbrio. Desta maneira, as evidências disponíveis sugerem a especialização dos hemisférios cerebrais para o processamento das informações proprioceptivas refletidas no membro inferior esquerdo, explica apenas parcialmente o comportamento motor assimétrico dos membros inferiores durante o controle do equilíbrio.

3.11 DISCUSSÃO OBJETIVO 3

3.11.1 Flexibilidade das sinergias cinemáticas no membro inferior direito no controle do equilíbrio postural.

Nesta investigação, foram abordadas questões associadas as forças de sinergias cinemáticas para manter o controle do equilíbrio unipodal com e sem vibração no tendão calcâneo. Especificamente, a questão central focou na análise das forças de sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal com perturbação unilateral no tendão calcâneo. Os resultados mostraram que as forças de sinergias cinemáticas são assimétricas entre os membros inferiores direito e esquerdo para lidar com a perturbação nos fusos musculares induzida pela vibração no tendão calcâneo na postura unipodal.

A assimetria de desempenho entre os membros inferiores na postura unipodal, é evidenciada pelo resultado mostrando que na tentativa 1, com maior ênfase na tentativa 2, na condição de vibração, o índice de sinergia (ΔV_z) foi maior no membro inferior direito quando comparado ao esquerdo (Figura 28, painéis A e B). Especificamente, na tentativa 1, do membro inferior direito, o índice de sinergia (ΔV_z) tem significativamente maiores valores na janela 3 e 6 (Figura 28, painel A). Na tentativa 2, esse comportamento é evidenciado ao longo de todo o tempo com maiores valores de ΔV_z no membro inferior direito quando comparado ao esquerdo (Figura 28, painel B).

O principal objetivo da tese, foi analisar as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal com vibração unilateral no contexto em que as respostas dos fusos musculares foram perturbadas por meio da vibração no tendão calcâneo.

Os valores de ΔV_z , representam as forças de sinergias, dado pela razão entre V_UCM e V_ORT . Teoricamente, se V_UCM for maior que V_ORT , pode-se concluir que existe uma sinergia que estabiliza a variável de desempenho selecionada, ou seja, que a hipótese de controle de sinergia foi confirmada, do contrário ocorre uma variabilidade que desestabiliza a variável de desempenho (50,150). Os resultados mostraram que quando feita a comparação somente entre V_UCM e V_ORT nas condições de vibração (Figura 28 e sem vibração (Figura 29) para ambos os membros inferiores, a variabilidade dentro do subespaço que não altera a variável de desempenho (UCM), foi significativamente maior quando comparada ao subespaço ortogonal ao UCM. A análise complementar da variabilidade do CM na tarefa unipodal, fortifica esse resultado mostrando que não há diferença entre os membros inferiores no desvio padrão do CM ao longo do tempo (Figura 30). Isso indica que houve uma sinergia que estabilizou o controle do CM durante as tarefas posturais, quando ambos os membros inferiores foram apoiados no solo, na condição de vibração.

Um resultado original da tarefa postural unipodal foi a confirmação de maiores valores de ΔV_z , no membro inferior direito quando comparado ao esquerdo na condição de vibração no tendão calcâneo. As principais características para a existência de uma sinergia, são compensação de compartilhamento e a compensação do erro (290, p. 225). O controlador sempre organiza uma unidade estrutural (macromoléculas, segmentos corporais, músculos etc.) de forma específica para a tarefa. Se um elemento introduz um erro comum na saída, outros elementos alteram suas contribuições para minimizar o erro original, e nenhuma ação corretiva é necessária do controlador (princípio da interação mínima). Somente sistemas que funcionam de acordo com esse princípio e demonstram compensação de erro entre os elementos geram sinergias (94,50,290,47).

Nesse sentido, os valores maiores de ΔV_z , na condição de perturbação, podem indicar que em situação na qual a perturbação induziu ao erro no envio do *feedback* das informações proprioceptivas dos fusos musculares, o sistema nervoso compensou esses erros por meio da maior flexibilidade refletida nos índices de sinergias, quando em apoio foi no membro direito. Além disso, esse resultado mostra que o controlador projetou a maior parte da variabilidade das variáveis elementares no subespaço UCM, em que a variabilidade não afeta a posição do controle do CM (51). Esse resultado pode ser interpretado como uma maior eficiência do sistema de controle em lidar com erros induzidos no sistema sensório-motor, por meio de ajustes

compensatórios flexíveis entre as articulações para o controle estável do CM, quando em apoio no membro inferior direito. Nesse sentido, os resultados corroboram com a hipótese (c), mostrando que as forças de sinergias foram maiores no membro inferior direito quando perturbado e refuta a ideia da especialização hemisférica, refletida no membro inferior esquerdo como o proficiente no controle do equilíbrio postural.

Esses resultados fortificam estudos anteriores que testaram a hipótese da especialização hemisférica no controle do equilíbrio, mostrando oscilações posturais menores quando os indivíduos permaneceram em uma postura unipodal com o membro inferior direito (11) ou que chegaram à conclusão que a especialização hemisférica oferece apenas suporte parcial para a hipótese do HCD em gerar respostas posturais mais estáveis comparadas ao HCE (11,10).

Outra possível explicação, pode envolver o hemisfério cerebral esquerdo na coordenação intersegmentar em tarefas motoras. Essa hipótese propõe que, em indivíduos destros e saudáveis, o HCE é especializado em processos preditivos que levam a uma maior eficiência em controlar a coordenação intersegmentar dos membros, especialmente na relação entre forças externas e musculares (controle dinâmico). Tal especialização garante precisão da trajetória e melhor planejamento dos movimentos quando as condições da tarefa são consistentes e previsíveis (4,5).

Para compreender qual dos hemisférios cerebrais estava intimamente relacionado com a coordenação intersegmentar, estudos prévios testaram tarefas motoras de membros superiores em pacientes pós-AVE unilateral e descobriram que o HCE tem um papel proeminente na coordenação intersegmentar em tarefas de apontar (187,188,75,3). Esses estudos sugerem que o HCE está envolvido no controle da coordenação articular que cumpre com eficiência o objetivo das tarefas motoras, com dependência da integridade das informações proprioceptivas (232). Dentro desse contexto, Freitas & Scholz (163) ao analisar as diferenças entre os hemisférios em pessoas destros no uso da abundância motora no planejamento de movimentos de alcance do braço dominante (direito) e não dominante (esquerdo), descobriram que o membro superior esquerdo mostrou maior V_{ORT} em comparação com o membro direito, que estava associado com aumento da variabilidade da trajetória, ainda que esse resultado não teve diferença estatística. Nesse sentido, os resultados mostrando maiores forças de sinergias no membro inferior direito, pode estar relacionado com esse hemisfério cerebral ter uma contribuição significativa na coordenação articular que cumpre com objetivo da tarefa de controle de equilíbrio.

Como interpretação alternativa, a flexibilidade do sistema de controle aumentada durante a postura unipodal no membro inferior direito sob efeito de vibração (Figura 28, painéis A e B), também pode induzir à maiores erros de performance (47). Maiores valores de ΔV_z , podem representar uma estratégia motora que concomitante com o aumento da flexibilidade que projeta a variabilidade no subespaço V_{UCM} , pode também haver o aumento de variabilidade projetada no subespaço V_{ORT} , ainda que as sinergias sejam consideradas estabilizadoras para controlar a variável de performance (47,51).

Uma ação corretiva de um erro comum na saída, envolve a alteração das contribuições de outros elementos envolvidos para minimizar o erro original, e como consequência o erro tem maior probabilidade de ser amplificado por mudanças nas saídas de outros elementos (47). Então, os maiores valores de ΔV_z , quando o membro direito estava apoiado no solo, também podem indicar uma grande flexibilidade associada a maior dificuldade do controlador em manter o equilíbrio, necessitando de maiores correções. O resultado da flexibilidade do membro inferior direito sob perturbação, evidencia que ao mesmo tempo que se observa uma variância distribuída ao longo do UCM, observa-se uma elipse aumentada ortogonalmente (V_{ORT}) ao UCM. Nesse sentido, a flexibilidade do membro direito em compensar erros indica uma sinergia, mas que também pode representar uma ineficiência dessa compensação que amplia os erros de outros elementos envolvidos nessa correção (47,51). Já o membro inferior esquerdo, por não mostrar essa flexibilidade aumentada em condição de perturbação nos fusos musculares, pode ter projetado a maior parte da variabilidade no subespaço UCM sem aumentar o erro, associado a uma forte sinergia com compensação de erro de forma que não aumenta a elipse no subespaço ortogonal ao UCM. Esses resultados podem sugerir que as forças de sinergias são mais eficientes em estabilizar o CM, por induzir aos menores erros por parte dos elementos envolvidos na compensação, quando em apoio no membro esquerdo.

Quando o apoio estava no membro inferior esquerdo durante a condição de vibração, o objetivo da tarefa foi cumprido de tal forma que as sinergias estabilizaram o CM, sem a necessidade de uma flexibilidade aumentada quando comparado ao membro direito em mesma condição. Esse resultado é sustentado, pelos ΔV_z (Figura 28, painéis A, B e C) e pela ausência de efeito na variabilidade do CM quando comparado os membros em condição de vibração (Figura 30, painéis A, C, E). Esse resultado pode indicar que quando o membro inferior esquerdo está apoiado no solo,

o controlador mantém a variável de desempenho estável sem necessitar de correções demasiadas que poderiam induzir a erros que projetariam parte da variabilidade no subespaço V_{ORT} . Essa interpretação alternativa, poderia sugerir que de fato o membro inferior esquerdo, seria o proficiente no controle do equilíbrio postural, indo de encontro com a Hipótese da Especialização Hemisférica, que prevê o HCD como o especialista no processamento das informações proprioceptivas dos fusos musculares para o controle do equilíbrio (19,18,16).

Entretanto, os resultados mostrando comportamento semelhante entre os membros inferiores direito e esquerdo na condição de perturbação nos fusos musculares na tarefa unipodal, conforme evidenciado nas análises de V_{UCM} , V_{ORT} (Figura 28, painéis D-I) e variabilidade do CM (Figura 30), mostram contradição com a literatura que associaram o HCD como o proficiente no processamento das informações proprioceptivas para o controle do equilíbrio postural (196,19,193,195). Se de fato o HCD, fosse o especializado no processamento das informações proprioceptivas dos fusos musculares (19), quando a vibração fosse aplicada no membro inferior esquerdo, os valores do ΔV_z e V_{UCM} deveriam ser significativamente menores nesse membro quando comparado ao direito e inversamente para o V_{ORT} , o que iria em concordância com a literatura mostrando maior oscilação postural em condição de danos no HCD (18,16).

Nesse sentido, a estabilidade dinâmica do controle do equilíbrio parece ser mais bem controlada pelo membro inferior direito. Para o presente experimento, a covariação dos ângulos articulares não parece ser o objetivo único do sistema nervoso para manter o equilíbrio postural, mas sim a relação entre as variáveis elementares com as variáveis de desempenho. Utilizar apenas os ângulos articulares para compreender os efeitos da lateralidade nos membros inferiores no controle do equilíbrio, pode não ser sensível o suficiente para detectar essas diferenças. Sugere-se que para as análises do controle do equilíbrio, seja levado em consideração as variáveis de performance controladas no espaço das variáveis elementares (42).

3.11.2 Conclusão

A partir das descobertas, conclui-se que o membro inferior direito, tem uma melhor capacidade de gerar forças de sinergias que compensam os erros induzidos no sistema sensório-motor por meio da uma flexibilidade aumentada que garante a estabilidade do CM em tarefas de equilíbrio.

3.12 DISCUSSÃO OBJETIVO 4

3.12.1 Sinergias cinemáticas na adaptação da variabilidade do CM em tarefa de equilíbrio bipodal

Nesta investigação, foram abordadas questões associadas as forças de sinergias cinemáticas para manter o controle do equilíbrio bipodal com e sem vibração no tendão calcâneo. Especificamente, a questão central focou na análise das forças de sinergias cinemáticas durante o equilíbrio bipodal com perturbação unilateral no tendão calcâneo. Os resultados mostraram que durante a postura bipodal as forças de sinergias cinemáticas levam aos efeitos adaptativos do comportamento do CM, observado, por meio do decréscimo da variabilidade do CM ao longo das tentativas e janelas (Figura 32, painéis A e B).

Um resultado original nessa investigação foi a adaptação da variabilidade do CM ao longo do tempo. Imediatamente após o início da vibração (janela 1), há um aumento significativo da variabilidade do CM, com respostas diminuídas nas janelas subsequentes, observadas na tentativa 1, com efeitos adaptativos ainda mais evidentes na tentativa 2 (Figura 32, painéis A e B).

Respostas do equilíbrio adaptadas são observadas principalmente da primeira para a segunda perturbação, na qual os movimentos exagerados são significativamente atenuados, com ganhos progressivos de estabilidade nas perturbações subsequentes (291). Ao repetir a mesma perturbação em uma série de tentativas, a adaptação se manifesta na amplitude atenuada do movimento das articulações dos membros inferiores associadas à diminuição do deslocamento e da velocidade do CM e do CP sob as solas dos pés (292,293,294,295). Sabe-se que o sistema de controle postural adapta as respostas posturais ao longo de uma sequência de perturbações externas de mesma característica em condição de fadiga

muscular (204) e perturbações em diferentes direções na base de suporte (293,294,295) e pode depender da orientação dos pés e de diferentes magnitudes de perturbações (296). O comportamento adaptativo do CM foi observado apenas em experimentos que empregaram uma série de perturbações posturais externas e repetitivas (293,294,295).

Os resultados mostraram que as sinergias cinemáticas podem compor uma das características principais da adaptação do equilíbrio postural. Os índices de sinergias cinemáticas (ΔV_z), não mostraram diferença significativa quando a vibração foi aplicada no tendão calcâneo direito ou esquerdo em postura bipodal, entretanto, as análises do CM, mostraram que houve um declínio gradual na variabilidade do CM, em todas as condições de vibração (Figura 32, painéis A, B e C). A adaptação na tarefa de equilíbrio bipodal foi concomitante com comportamento semelhante entre os membros inferiores, confirmada pela falta de efeito e interação entre as condições de vibração em todas as tentativas evidenciado nas análises de ΔV_z , V_UCM e V_ORT (Figura 31). Recentemente, foi verificado que o córtex motor primário dos hemisférios cerebrais direito e esquerdo, estão associados com a melhora das sinergias motoras bilaterais em tarefas de controle de força de preensão manual bimanual em adultos jovens saudáveis (91). Possivelmente o comportamento semelhante entre os membros inferiores na tarefa bipodal seja resultado da eficiência dessas estruturas cerebrais bilaterais em integrar as informações sensoriais e gerar sinergias que estabilizam o controle do equilíbrio em condição de perturbação nos fusos musculares.

A adaptação postural para uma série de perturbações iguais foi proposta como um corolário do sistema sensório-motor ajustando o ganho de diferentes receptores sensoriais (*feedback*) que sinalizam instabilidade corporal a partir de respostas produzidas em testes anteriores (*feedforward*) (297). Nesse sentido, sugere-se que os mecanismos *feedback* e *feedforward* atuam nas modulações das sinergias cinemáticas para manter o CM estável, atenuando progressivamente sua variabilidade no controle do equilíbrio, não somente em tarefas repetitivas, mas também ao longo do tempo para uma mesma tentativa. Os índices de sinergias mostraram que a covariação entre as articulações foi eficiente em manter o CM estável, garantindo a estabilidade do equilíbrio postural mesmo em condição de perturbação dos fusos musculares dos membros inferiores (independente do lado), com adaptação da variável de desempenho. Nesse sentido, a adaptação de uma

variável de desempenho, por meio das sinergias cinemáticas para o controle do equilíbrio, pode ser um indicativo de estabilidade dinâmica. Como uma explicação para a adaptação sob perturbação dos fusos musculares, sugere-se que fontes sensoriais que sinalizam instabilidade do equilíbrio, além dos fusos musculares, são capazes de fornecer as informações sensoriais necessárias para que as covariações entre as articulações gerem sinergias que garantem o controle do equilíbrio.

3.12.2 Conclusão

A partir das descobertas, conclui-se que as sinergias cinemáticas explicam uma das características motoras envolvidas no processo de adaptação da variabilidade do CM, em condição de perturbação no controle sensório-motor.

3.13 CONCLUSÃO GERAL

Para o objetivo 1, conclui-se que a coordenação articular e segmentar nos principais modos de movimento durante a postura unipodal é altamente heterogêneo entre os indivíduos, e depende especificamente do membro de suporte no solo.

As evidências encontradas a partir dos resultados gerados no objetivo 2, sugerem estratégias compensatórias entre os membros inferiores para a manutenção do equilíbrio, possivelmente por meio de reponderação sensorial quando um dos membros está sob efeito de perturbação sensorial proprioceptiva. Desta maneira, as evidências disponíveis sugerem a especialização dos hemisférios cerebrais para o processamento das informações proprioceptivas refletidas no membro inferior esquerdo, explica apenas parcialmente o comportamento motor assimétrico dos membros inferiores durante o controle do equilíbrio.

A partir dos principais objetivos da tese (3 e 4), conclui-se que o membro inferior direito, tem uma melhor capacidade de gerar forças de sinergias que compensam os erros induzidos no sistema sensório-motor por meio da uma flexibilidade aumentada que garante a estabilidade do CM em tarefas de equilíbrio. Além disso, as sinergias cinemáticas explicam uma das características motoras envolvidas no processo de adaptação da variabilidade do CM, em condição de perturbação no controle sensório-motor.

3.14 LIMITAÇÕES

A seleção da amostra, incluiu apenas pessoas com preferência congruente entre membros superiores e inferiores para o lado direito. Como principal limitação, não tivemos um grupo de pessoas com preferência para o lado esquerdo para membros superiores e inferiores, o que pode ter enviesado as interpretações nos pontos que envolveram a lateralidade. Esse desenho experimental, não permitiu comparação direta sobre a influência da preferência lateral nas forças de sinergias no controle do equilíbrio. A pergunta que fica é: a maior flexibilidade das sinergias cinemáticas observadas no lado direito durante a tarefa postural unipodal é oriunda da preferência lateral dos participantes ou pelo lado do corpo sem ter relação com a preferência lateral? Essa questão está aberta para investigação futura.

A condição experimental de olhos fechados na tarefa postural bipodal, foi pensada em amenizar o máximo possível a influência da visão para o controle postural e tentar analisar o efeito da perturbação da propriocepção no equilíbrio sem o efeito da visão. Nos experimentos pilotos, foi testada a postura unipodal com bloqueio da visão, entretanto, nenhum participante foi capaz de manter essa condição pelo tempo necessário. Por esse motivo, na postura unipodal os resultados limitam-se as interpretações sem o bloqueio da visão. Sabe-se que tanto a visão como audição são entradas sensoriais significativas para manter o equilíbrio, e foi amenizada a entrada sensorial apenas da visão na condição bipodal. Portanto, como as tarefas envolveram condições experimentais diferentes, não foi possível uma comparação direta entre elas para entender os efeitos da perturbação proprioceptiva nas diferentes tarefas posturais. Talvez, para melhor compreensão do efeito da propriocepção na estrutura das sinergias cinemáticas, sugere-se desenhos experimentais com tempos de tarefas menores que permitam bloqueio da entrada sensorial tanto da audição quanto da visão. Esses principais pontos estão abertos para investigações futuras.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos estudos que mostraram diferença nos padrões de coordenação articular em relação à preferência de membro inferior durante a postura unipodal (36,26,27), esperava-se que os conjuntos de articulações que participam dos principais padrões de movimento durante a postura unipodal seriam semelhantes

entre os indivíduos e difeririam quanto à preferência dos membros inferiores. Para investigar originalmente a coordenação articular e angular durante o equilíbrio unipodal, considerando padrões de coordenação individuais quando em apoio no membro inferior direito ou esquerdo, foi aplicada a Análise de Componentes Principais, sendo 3 tentativas com cada membro inferior e ordem de avaliação randomizada. Esse experimento, foi utilizado como base para definir os graus de liberdade que explicariam melhor a variabilidade do movimento, e esses graus de liberdade mais relevantes seriam aplicados na análise UCM, para responder aos objetivos 3 e 4. Um dos principais desafios da abordagem UCM é inserir no Jacobiano os graus de liberdades mais significativos durante a tarefa motora selecionada. Definir o espaço de variáveis elementares (graus de liberdade) é uma etapa complexa na análise de estabilidade baseada no UCM. Essa etapa é sensível, pois uma escolha feita ao acaso, pode incluir mais graus de liberdades que o necessário, e consequentemente inserir variáveis fortemente correlacionadas inflacionando o número de graus de liberdade no modelo. A partir dos resultados para responder ao objetivo 1, foi possível observar uma heterogeneidade de combinações articulares e segmentares para o controle postural unipodal entre e intra-participantes, de forma que há de fato assimetria lateral no recrutamento de graus de liberdade. No entanto, a partir dos resultados gerados por meio da aplicação da Análise de Componentes Principais, não foi possível identificar um padrão entre os indivíduos em relação às articulações ou segmentos participantes. Dessa forma, optou-se por escolher os graus de liberdade para serem inseridos na abordagem UCM de acordo com a demanda da tarefa.

Para o objetivo 2, formulou-se a hipótese que as respostas de equilíbrio em pessoas saudáveis entre os membros inferiores seriam semelhantes ao longo do tempo nas respostas do CP quando o sistema proprioceptivo (fusos musculares) fosse submetido a perturbações sensoriais (18), levando a um aumento acentuado na velocidade e deslocamento do CP em comparação ao estado sem perturbação no sistema proprioceptivo (fusos musculares). Além disso, o comportamento semelhante entre os membros observada na condição de perturbação proprioceptiva, refutaria a hipótese da especialização hemisférica, que prevê melhores respostas do equilíbrio no membro inferior esquerdo. Essas hipóteses foram formuladas, a partir de experimentos prévios mostrando que a reponderação sensorial reduz o peso de entradas de *feedback* sensorial imprecisas e aumenta o peso de entradas sensoriais

mais confiáveis para manter o equilíbrio (284,286,287,283,285). Nesse sentido, o objetivo 2, foi avaliar as assimetrias de desempenho entre os membros inferiores no controle do equilíbrio bipodal e unipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo. A elaboração desse objetivo permitiu observar possíveis estratégias compensatórias entre os membros inferiores durante a condição na qual um dos membros estava sob efeito de perturbação nos fusos musculares. Nessa investigação, foi possível observar respostas instáveis no membro inferior esquerdo quando comparado com o direito, além disso, maiores deslocamentos no sentido ML no equilíbrio bipodal, sob perturbação unilateral no tendão calcâneo e, por fim, ajustes compensatórios com maior descarga de peso no membro contralateral ao submetido à vibração. As estratégias compensatórias estão diretamente relacionadas com a existência de sinergias estabilizadoras. As principais características para a existência de uma sinergia, são compensação de compartilhamento e a compensação do erro (292, p. 225). Somente sistemas que funcionam de acordo com o princípio de minimização do erro original por parte de outros elementos envolvidos na unidade estrutural de forma específica para a tarefa e demonstram compensação de erro entre os elementos, geram sinergias (94,50,290,47). Esses resultados serviram de base para a elaboração dos objetivos 3 e 4, que envolveram a compreensão da existência de possíveis sinergias cinemáticas estabilizadoras durante as tarefas posturais.

Os objetivos 3 e 4, incidiram em analisar originalmente as sinergias cinemáticas durante o equilíbrio unipodal e bipodal com vibração unilateral no tendão calcâneo. Resultados prévios, mostraram menores intervenções neuromusculares corretivas quando o membro inferior direito estava em apoio no solo, quando comparado ao membro inferior esquerdo para a manutenção do equilíbrio unipodal (26), além disso, foram observadas maiores oscilações posturais no membro inferior esquerdo (27). A partir desses resultados, levantou-se a hipótese que as sinergias cinemáticas para controlar o CM seriam maiores no membro inferior direito, quando comparado ao membro esquerdo em condição de perturbação no tendão calcâneo. A partir dos principais resultados obtidos dos objetivos 3 e 4, mostrando que a capacidade de alterar as sinergias cinemáticas para controlar o CM em tarefas posturais é diferente entre o membro direito quando comparado ao esquerdo, talvez, a relação entre coordenação e lateralidade no controle do equilíbrio, possa ser mais bem explorada com a abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM). Dentro da abordagem UCM, pode-se perguntar se a força das sinergias entre articulações e segmentos

difere entre membros sem se preocupar com os modos de movimento subjacentes. Na estrutura teórica de controle motor à qual o UCM pertence, a sinergia é definida como “organizações neurais que garantem a covariação específica da tarefa de variáveis elementares, fornecendo propriedades de estabilidade desejadas de uma importante variável de saída (desempenho)” (276). Tal organização neural pode muito bem ser influenciada pela lateralidade devido à especialização do hemisfério ou preferência lateral (2,8).

Considera-se que vale à pena explorar mais a fundo a questão da lateralidade vs. coordenação com a abordagem UCM. Embora a postura unipodal não esteja comumente presente em esportes ou atividades da vida diária, tem sido a tarefa paradigmática para investigar a relação entre lateralidade e equilíbrio postural (27,25,208,36,26). Por outro lado, a maioria dos estudos que investigam a coordenação durante a postura bipodal desconsiderou a assimetria lateral (34,39,279,53) e, portanto, não abordaram a lateralidade. Nesse sentido, os resultados evidenciados nos objetivos 3 e 4, por meio da abordagem UCM, mostraram que os membros inferiores não são simétricos para o controle do equilíbrio, especialmente em condição em que um dos membros inferiores é perturbado. Idealmente, ao estudar a coordenação durante a postura bipodal, deve-se considerar a assimetria, pois ela pode influenciar a escolha do membro para iniciar a marcha ou a distribuição assimétrica do peso ao manter uma postura ereta para realizar tarefas diárias. Essas habilidades motoras podem ser desafiadoras para pacientes neurológicos, como Parkinson e acidente vascular cerebral, e são de fato abordadas na reabilitação. Assim, compreender o comportamento motor entre os membros inferiores no controle do equilíbrio quando o sistema proprioceptivo está perturbado, bem como descrever as estratégias motoras para compensar um déficit sensorial, pode auxiliar no desenvolvimento de protocolos de reabilitação para pessoas com deficiências de equilíbrio devido a problemas específicos de integração sensorial.

Os resultados deste projeto auxiliarão a estabelecer novas medidas clínicas com base nos conceitos das teorias de controle motor. Além disso, os achados podem auxiliar no desenvolvimento de dispositivos assistenciais inovadores e/ou tecnologias de reabilitação para ajudar pacientes clínicos na manutenção do equilíbrio postural sob condição de deficiências posturais. A tese, gerou uma base de dados cinemáticos e cinéticos de alta qualidade, da postura vertical em condições normais e de assimetria entre os membros inferiores, que está disponibilizada publicamente para a

reprodutibilidade com acesso gratuito. A modelagem biomecânica que está disponibilizada, aumentará a flexibilidade de modelagens futuras para melhor compreensão do controle motor humano nas condições aqui analisadas, especialmente em populações clínicas.

5 REFERÊNCIAS

- [1] SAINBURG, R. L.; KALAKANIS, D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. **Journal of Neurophysiology**, v. 83, n. 5, p. 2661–2675, 2000.
- [2] SAINBURG, R. L. Convergent models of handedness and brain lateralization. **Frontiers in Psychology**, v. 5, n. SEP, p. 1–14, 2014.
- [3] YADAV, V.; SAINBURG, R. L. Motor lateralization is characterized by a serial hybrid control scheme. **Neuroscience**, v. 196, p. 153–167, 2011.
- [4] PIGEON, P.; DIZIO, P.; LACKNER, J. R. Immediate compensation for variations in self-generated Coriolis torques related to body dynamics and carried objects. **Journal of Neurophysiology**, v. 110, n. 6, p. 1370–1384, 2013.
- [5] BAGESTEIRO, L. B.; SAINBURG, R. L. Handedness: Dominant arm advantages in control of limb dynamics. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 5, p. 2408–2421, 2002.
- [6] SAINBURG, R. L. Handedness: Differential Specializations for Control of Trajectory and Position. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 33, n. 4, p. 206–213, out. 2005.
- [7] YADAV, V.; SAINBURG, R. L. Limb dominance results from asymmetries in predictive and impedance control mechanisms. **PLoS ONE**, v. 9, n. 4, 2014.
- [8] SAINBURG, R. L. **Laterality of Basic Motor Control Mechanisms: Different Roles of the Right and Left Brain Hemispheres**. [s.l.] Elsevier Inc., 2016.
- [9] SERRIEN, D. J.; IVRY, R. B.; SWINNEN, S. P. Dynamics of hemispheric specialization and integration in the context of motor control. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 7, n. 2, p. 160–167, 2006.
- [10] MARCORI, A. J. et al. Are the predictions of the dynamic dominance model of laterality applicable to the lower limbs? **Human Movement Science**, v. 73, n. May, p. 102684, 2020.
- [11] VIEIRA, O.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Asymmetric balance control between legs for quiet but not for perturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 10, p. 3269–3276, 2014.
- [12] PEURALA, S. H., KÖNÖNEN, P., PITKÄNEN, K., SIVENIUS, J., & TARKKA, I. M. Postural instability in patients with chronic stroke. **Restorative neurology and neuroscience**, v. 25, n. (2), p. 101–108, 2007.

- [13] FERNANDES, C. A. et al. Right cerebral hemisphere specialization for quiet and perturbed body balance control: Evidence from unilateral stroke. **Human Movement Science**, v. 57, n. September, p. 374–387, 2018.
- [14] IOFFE, M. E. et al. Learning postural tasks in hemiparetic patients with lesions of left versus right hemisphere. **Experimental Brain Research**, v. 201, n. 4, p. 753–761, 2010.
- [15] ISHII, F. et al. Impaired ability to shift weight onto the non-paretic leg in right-cortical brain-damaged patients. **Clinical Neurology and Neurosurgery**, v. 112, n. 5, p. 406–412, 2010.
- [16] TEIXEIRA, L. A. Interlateral asymmetries of body balance control resulting from cerebral stroke. In: **In Locomotion and posture in older adults**. Berlin: Springer, 2017. p. 291–305.
- [17] COELHO, D. B. et al. Right in comparison to left cerebral hemisphere damage by stroke Induces poorer muscular responses to stance perturbation regardless of visual information. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 28, n. 4, p. 954–962, 2019.
- [18] DUCLOS, N. C. et al. Hemispheric specificity for proprioception: Postural control of standing following right or left hemisphere damage during ankle tendon vibration. **Brain Research**, v. 1625, p. 159–170, 2015.
- [19] GOBLE, D. J. et al. Brain activity during ankle proprioceptive stimulation predicts balance performance in young and older adults. **Journal of Neuroscience**, v. 31, n. 45, p. 16344–16352, 2011.
- [20] CIGNETTI, F. et al. Boosted activation of right inferior frontoparietal network: A basis for illusory movement awareness. **Human Brain Mapping**, v. 35, n. 10, p. 5166–5178, 2014.
- [21] HOFFMAN, M. et al. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. **Journal of Athletic Training**, v. 33, n. 4, p. 319–322, 1998.
- [22] LIN, W. H. et al. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 1, p. 42–49, 2009.
- [23] TEIXEIRA, L. A. et al. Leg preference and interlateral asymmetry of balance stability in soccer players. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 82, n. 1, p. 21–27, 2011.

- [24] HUURNINK, A. et al. The effect of leg preference on postural stability in healthy athletes. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 1, p. 308–312, 2014.
- [25] KING, A. C.; WANG, Z. Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during static single leg stance and goal directed kicking. **Human Movement Science**, v. 54, n. May, p. 182–190, 2017.
- [26] PROMSRI, A.; HAID, T.; FEDEROLF, P. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? **Human Movement Science**, v. 58, n. June 2017, p. 165–174, 2018.
- [27] CLIFFORD, A. M.; HOLDER-POWELL, H. Postural control in healthy individuals. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 6, p. 546–551, 2010.
- [28] WINTER, D. A. **BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT**. Fourth ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 2009.
- [29] WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. (4), p. 193–214, 1995.
- [30] ENG, J. J.; WINTER, D. A. Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. **Gait & Posture**, v. 1, p. 141–144, 1993.
- [31] TING, L. H. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. **Progress in Brain Research**, v. 165, p. 299–321, 2007.
- [32] CREATH, R. et al. A unified view of quiet and perturbed stance: Simultaneous co-existing excitable modes. **Neuroscience Letters**, v. 377, n. 2, p. 75–80, 2005.
- [33] ALEXANDROV, A. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biological Cybernetics**, v. 93, n. 5, p. 309–322, 2005.
- [34] HSU, W. L. et al. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 3024–3035, 2007.
- [35] REIMANN, H.; SCHÖNER, G. A multi-joint model of quiet, upright stance accounts for the “uncontrolled manifold” structure of joint variance. **Biological Cybernetics**, v. 111, n. 5–6, p. 389–403, 2017.
- [36] PROMSRI, A. et al. Leg Dominance Refects on Postural Control When. 2020.
- [37] PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097–1118, 2002.

- [38] PARK, S.; HORAK, F. B.; KUO, A. D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, v. 154, n. 4, p. 417–427, 2004.
- [39] HSU, W. L.; CHOU, L. S.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. **Age**, v. 35, n. 4, p. 1299–1309, 2013.
- [40] PARK, J. et al. Effects of olivo-ponto-cerebellar atrophy (OPCA) on finger interaction and coordination. **Clinical Neurophysiol**, v. 124, n. 5, p. 991–998, 2013.
- [41] PARK, J. et al. Changes in multifinger interaction and coordination in Parkinson 's disease METHODS. **Journal of Neurophysiology**, v. 108, p. 915–924, 2012.
- [42] SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**, v. 126, n. 3, p. 289–306, 1999.
- [43] SCHOLZ, J. P. et al. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 180, n. 1, p. 163–179, 26 jun. 2007.
- [44] GURFINKEL, V. S., & OSOVETS, S. M. Dynamics of equilibrium of the vertical posture in man. **Biophysics**, v. 3, p. 496–506, 1972.
- [45] KOOZEKANANI, S. H. et al. On the Role of Dynamic Models in Quantitative Posturography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-27, n. 10, p. 605–609, 1980.
- [46] NASHNER, L. M. **Motor Coordination**. Boston, MA: Springer US, 1981.
- [47] LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 30, n. 1, p. 26–31, 2002.
- [48] LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Toward a new theory of motor synergies. **Motor Control**, v. 11, n. 3, p. 276–308, 2007.
- [49] FREITAS, S. M. S. F.; SCHOLZ, J. P.; LATASH, M. L. Analyses of joint variance related to voluntary whole-body movements performed in standing. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 188, n. 1, p. 89–96, 2010.
- [50] LATASH, M. L. **Synergy**. New York: Oxford University Press, Inc., 2008.
- [51] LATASH, M. L. One more time about motor (and non-motor) synergies. **Experimental Brain Research**, v. 239, n. 10, p. 2951–2967, 2021.
- [52] HSU, W. L.; SCHOLZ, J. P. Motor abundance supports multitasking while

- standing. **Human Movement Science**, v. 31, n. 4, p. 844–862, 2012.
- [53] KRISHNAMOORTHY, V.; YANG, J. F.; SCHOLZ, J. P. Joint coordination during quiet stance: Effects of vision. **Experimental Brain Research**, v. 164, n. 1, p. 1–17, 2005.
- [54] NOÉ, F.; GARCÍA-MASSÓ, X.; PAILLARD, T. Inter-joint coordination of posture on a seesaw device. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 34, p. 72–79, 2017.
- [55] TSENG, Y.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Goal-equivalent joint coordination in pointing: affect of vision and arm dominance. **Motor control**, v. 6, n. 2, p. 183–207, 2002.
- [56] ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v. 36, n. 1, p. 37–43, 1998.
- [57] BARUT, C. et al. Relationships between hand and foot preferences. **International Journal of Neuroscience**, v. 117, n. 2, p. 177–185, 2007.
- [58] DITTMAR, M. Functional and postural lateral preferences in humans: Interrelations and life-span age differences. **Human Biology**, v. 74, n. 4, p. 569–585, 2002.
- [59] KALAYCGÖLU, C. et al. Aspects of foot preference: Differential relationships of skilled and unskilled foot movements with motor asymmetry. **Laterality**, v. 13, n. 2, p. 124–142, 2008.
- [60] LATASH, M. L. A physicist 's view on biological synergies Comment on “ Hand synergies : Integration of robotics and neuroscience for understanding the control of biological and artificial hands ” by Marco Santello et al . **Physics of Life Reviews**, v. 1, p. 11–14, 2016.
- [61] LATASH, M. L. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). p. 1–5, 2012.
- [62] KUGLER, P. N.; TURVEY, M. T. **Information , Natural Law , and the Self-Assembly of Rhythmic Movement**. A physicists view on biological synergies comment on hand synergies.pdf: Routledge, 1987.
- [63] KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., SIEGELBAUM, S., HUDSPETH, A. J., & MACK, S. **Principles of neural science**. New York: McGraw-hill, 2000.
- [64] NASHNER, L M ; G, M. The organisation of human postural movements A formal

- basis and experimental synthesis..pdf. **Behavioral and brain sciences**, v. 1, p. 135–172, 1985.
- [65] PICKERILL, M. L.; HARTEY, R. A. Validity and reliability of limits-of-stability testing: A comparison of 2 postural stability evaluation devices. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 6, p. 600–606, 2011.
- [66] DUNCAN, P. W. et al. Functional reach: A new clinical measure of balance. **Journals of Gerontology**, v. 45, n. 6, p. 1–2, 1990.
- [67] MH, S.-C. A.; W. Motor Control: Theory and Practical Applications. In: Philadelphia: Lippincott-Raven, 1995. p. 119–141.
- [68] PALMIERI, R. M. et al. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 51–66, 2002.
- [69] HOF, A. L.; GAZENDAM, M. G. J.; SINKE, W. E. The condition for dynamic stability. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 1–8, 2005.
- [70] S. VERNAZZA A*, A. ALEXANDROV B, J. M. Is the center of gravity controlled during upper trunk movements ? **Neuroscience Letters**, v. 206, n. (2-3), p. 77–80, 1996.
- [71] HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369–1381, 1986.
- [72] ROGERS, L. J.; ZUCCA, P.; VALLORTIGARA, G. Advantages of having a lateralized brain. **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 271, n. SUPPL. 6, p. 420–422, 2004.
- [73] MACNEILAGE, B. P. F.; ROGERS, L. J.; VALLORTIGARA, G. Evolutionary origins of your right and left Brain. **Scientific American Magazine**, p. 1–6, 2009.
- [74] SAINBURG, R. L.; WANG, J. Interlimb transfer of visuomotor rotations: Independence of direction and final position information. **Experimental Brain Research**, v. 145, n. 4, p. 437–447, 2002.
- [75] SCHAEFER, S. Y.; HAALAND, K. Y.; SAINBURG, R. L. Dissociation of initial trajectory and final position errors during visuomotor adaptation following unilateral stroke. **Brain Research**, v. 1298, p. 78–91, 2009.
- [76] SCHAFFER, J. E.; SAINBURG, R. L. Interlimb differences in coordination of unsupported reaching movements. **Neuroscience**, v. 350, n. March, p. 54–64, 2017.
- [77] SCHABOWSKY, C. N.; HIDLER, J. M.; LUM, P. S. Greater reliance on

- impedance control in the nondominant arm compared with the dominant arm when adapting to a novel dynamic environment. **Experimental Brain Research**, v. 182, n. 4, p. 567–577, 2007.
- [78] 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, n. 4, p. 551–561, 2007.
- [79] BAGESTEIRO, L. B.; SAINBURG, R. L. Nondominant arm advantages in load compensation during rapid elbow joint movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 3, p. 1503–1513, 2003.
- [80] TAKAHASHI, C. D.; SCHEIDT, R. A.; REINKENSMEYER, D. J. Impedance control and internal model formation when reaching in a randomly varying dynamical environment. **Journal of Neurophysiology**, v. 86, n. 2, p. 1047–1051, 2001.
- [81] FLOEGEL, M.; KELL, C. A. Functional hemispheric asymmetries during the planning and manual control of virtual avatar movements. **PLoS ONE**, v. 12, n. 9, p. 1–25, 2017.
- [82] MATHEW, J. et al. Handedness matters for motor control but not for prediction. **eNeuro**, v. 6, n. 3, 2019.
- [83] WOYTOWICZ, E. J. et al. Handedness results from complementary hemispheric dominance, not global hemispheric dominance: evidence from mechanically coupled bilateral movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 120, n. 2, p. 729–740, 2018.
- [84] SIMPSON, J. D. et al. Optimal feedback control and the long-latency stretch response. **Experimental Brain Research**, v. 33, n. 3, p. 1–17, 2005.
- [85] TEIXEIRA, L. A. **Controle Motor**. Primeira ed. Barueri: Manole, 2006.
- [86] TEIXEIRA, L. A.; PAROLI, R. Assimetrias Laterais em Ações Motoras: Preferência Versus Desempenho. **Motriz**, v. 6, p. 1–8, 2000.
- [87] LATASH, M. L.; YAMAGATA, M. Recent Advances in the Neural Control of Movements: Lessons for Functional Recovery. **Physical Therapy Research**, v. 25, n. 1, p. 1–11, 2022.
- [88] MADELEINE, P. et al. The size of cycle-to-cycle variability in biomechanical exposure among butchers performing a standardised cutting task. **Ergonomics**, v. 51, n. 7, p. 1078- 1095, 2008.
- [89] HORAK, F. B.; NUTT, J. G.; NASHNER, L. M. Postural inflexibility in

- parkinsonian subjects. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 111, p. 46–58, 1992.
- [90] BERNSTEIN, N. A. A new method of mirror cyclographie and its application towards the study of labor movements during work on a workbench. **Hygiene, Safety and Pathology of labor**, v. 3, p. 3–9, 1930.
- [91] LEE, H. et al. Dual-hemisphere anodal transcranial direct current stimulation improves bilateral motor synergies. **Frontiers in Psychology**, v. 14, n. July, p. 1–7, 2023.
- [92] BERNSTEIN, N. A. **The co-ordination and regulation of movements**. Oxford: Pergamon Press, 1967.
- [93] TURVEY, M. T. Coordination. v. 45, n. 8, p. 938–953, 1990.
- [94] GELFAND, I. M.; LATASH, M. L. On the problem of adequate language in motor control. **Motor control**, v. 2, n. 4, p. 306–313, 1998.
- [95] WISSING, M. B. G. et al. Adjustments in end-effector trajectory and underlying joint angle synergies after a target switch: Order of adjustment is flexible. **PLoS ONE**, v. 15, n. 9 September, p. 1–25, 2020.
- [96] TILLMAN, M.; AMBIKE, S. Cue-induced changes in the stability of finger force-production tasks revealed by the uncontrolled manifold analysis. **Journal of Neurophysiology**, v. 119, n. 1, p. 21–32, 2018.
- [97] HASAN, Z. The human motor control system's response to mechanical perturbation: Should it, can it, and does it ensure stability? **Journal of Motor Behavior**, v. 37, n. 6, p. 484–493, 2005.
- [98] LATASH, M. L.; HUANG, X. Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. **Neuroscience**, v. 301, p. 39–48, 2015.
- [99] RILEY, M. A.; TURVEY, M. T. Variability and determinism in motor behavior. **Journal of Motor Behavior**, v. 34, n. 2, p. 99–125, 2002.
- [100] BERNSTEIN, N. A. *Dexterity and its development*. 1996.
- [101] SANTISTEBAN, L. et al. Upper limb outcome measures used in stroke rehabilitation studies: A systematic literature review. **PLoS ONE**, v. 11, n. 5, p. 1–16, 2016.
- [102] SARABON, N. et al. Bilateral synergies in foot force production tasks. **Experimental Brain Research**, v. 227, n. 1, p. 121–130, 2013.
- [103] OLAFSDOTTIR, H. et al. Anticipatory covariation of finger forces during self-paced and reaction time force production. **Neuroscience Letters**, v. 381, n. 1–

- 2, p. 92–96, 2005.
- [104] KIM, W. et al. Anticipatory adjustments of multi-finger synergies in preparation for self-triggered perturbations. p. 604–612, 2006.
- [105] TOGO, S.; IMAMIZU, H. Neuroscience Letters Anticipatory synergy adjustments reflect individual performance of feedforward force control. **Neuroscience Letters**, v. 632, p. 192–198, 2016.
- [106] KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M. L. Two aspects of feedforward postural control: Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **Journal of Neurophysiology**, v. 105, n. 5, p. 2275–2288, 2011.
- [107] KRISHNAN, V.; ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Two stages and three components of the postural preparation to action. **Experimental Brain Research**, v. 212, n. 1, p. 47–63, 2011.
- [108] PISCITELLI, D. et al. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 3, p. 713–730, 2017.
- [109] WANG, Y. et al. Muscle synergies during voluntary body sway: combining across-trials and within-a-trial analyses. p. 679–693, 2006.
- [110] KRISHNAN, V.; LATASH, M. L.; ARUIN, A. S. Clinical Neurophysiology Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology**, v. 123, n. 5, p. 1016–1026, 2012.
- [111] WANG, Y.; ASAKA, T. Muscle synergies involved in shifts of the center of pressure while standing on a narrow support. **Brain Research Bulletin**, v. 76, p. 16–25, 2008.
- [112] ZHANG, W. et al. Hand dominance and multi-finger synergies. **Neuroscience Letters**, v. 409, n. 3, p. 200–204, 2007.
- [113] BOUISSET, S.; ZATTARA, M. BIOMECHANICAL STUDY OF THE PROGRAMMING OF ANTICIPATORY POSTURAL ADJUSTMENTS ASSOCIATED WITH VOLUNTARY MOVEMENT. v. 20, n. 8, p. 735–742, 1987.
- [114] MASSION, J. MOVEMENT, POSTURE AND EQUILIBRIUM: INTERACTION AND COORDINATION Control of Feedforward gain and gate control Perturbation. 1992.
- [115] ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Experimental**

- Brain Research**, v. 103, p. 323–332, 1995.
- [116] ARUIN, A. S.; FORREST, W. R.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v. 109, p. 350–359, 1998.
- [117] ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v. 101, p. 497–503, 1996.
- [118] WANG, Y. et al. Aging effect on muscle synergies in stepping forth during a forward perturbation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 1, p. 201–211, 2017.
- [119] MIHARA, M. et al. Neurolmage Role of the prefrontal cortex in human balance control. **NeuroImage**, v. 43, n. 2, p. 329–336, 2008.
- [120] TOKUNO, C. D.; TAUBE, W.; CRESSWELL, A. G. An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. **Acta Physiologica**, v. 195, p. 385–395, 2009.
- [121] JACOBS, J. V. et al. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, p. 1431–1442, 2008.
- [122] FUJIWARA, K. et al. Adaptation changes in dynamic postural control and contingent negative variation during backward disturbance by transient floor translation in the elderly. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 31, p. 1–11, 2012.
- [123] MAEKAWA, M. et al. Adaptation changes in dynamic postural control and contingent negative variation during repeated transient forward translation in the elderly. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 32, p. 1–9, 2013.
- [124] CIONCOLONI, D. et al. Role of brain hemispheric dominance in anticipatory postural control strategies. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 7, p. 1997–2005, 2016.
- [125] SONG, Y. H.; CHO, S. N.; NAM, S. M. Asymmetric Influence of Dual-Task Interference on Anticipatory Postural Adjustments in One-Leg Stance. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, p. 11289, 2022.
- [126] LATASH, M. L. et al. Motor control theories and their applications. **Medicina**, v.

- 46, n. 6, p. 382–392, 2010.
- [127] SAINBURG, R. L. Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. n. February 2002, p. 241–258, 2002.
- [128] HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, v. 6, p. 76–84, 1997.
- [129] WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211–1221, 1998.
- [130] WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress through Technology**, v. 16, n. 1–2, p. 31–51, 1990.
- [131] VAN EMMERIK, R. E. A.; VAN WEGEN, E. E. H. On the functional aspects of variability in postural control. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 30, n. 4, p. 177–183, 2002.
- [132] ALLUM, J. H. J. et al. Proprioceptive control of posture: A review of new concepts. **Gait and Posture**, v. 8, n. 3, p. 214–242, 1998.
- [133] ALLUM, J. H. J.; CARPENTER, M. G. A speedy solution for balance and gait analysis: Angular velocity measured at the centre of body mass. **Current Opinion in Neurology**, v. 18, n. 1, p. 15–21, 2005.
- [134] TING, L. H.; MACPHERSON, J. M. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 609–613, 2005.
- [135] KESHNER, E. A.; WOOLLACOTT, M. H.; DEBU, B. Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans. **Experimental Brain Research**, v. 71, n. 3, p. 455–466, 1988.
- [136] RUNGE, C. F. et al. Role of vestibular information in initiation of rapid postural responses. **Experimental Brain Research**, v. 122, n. 4, p. 403–412, 1998.
- [137] NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**, v. 26, n. 1, p. 59–72, 1976.
- [138] NASHNER, L. M. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. **Experimental Brain Research**, v. 30, n. 1, p. 13–24, 1977.
- [139] FALAKI, A. et al. Motor equivalence and structure of variance: multi-muscle postural synergies in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 7, p. 2243–2258, 2017.
- [140] KIEMEL, T.; OIE, K. S.; JEKA, J. J. Multisensory fusion and the stochastic

- structure of postural sway. **Biological Cybernetics**, v. 87, n. 4, p. 262–277, 2002.
- [141] MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Experimental Brain Research**, v. 171, n. 2, p. 231–250, 2006.
- [142] MAURER, C.; PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 189–200, 2005.
- [143] GATEV, P. et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **Journal of Physiology**, v. 514, n. 3, p. 915–928, 1999.
- [144] KRISHNAMOORTHY, V. et al. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. **Biological Cybernetics**, v. 89, n. 2, p. 152–161, 2003.
- [145] DANNA-DOS-SANTOS, A.; ZATSIORSKY, V. M.; LATASH, A. E. M. L. Muscle modes and synergies during voluntary body sway. **Experiment**, v. 179, p. 533–550, 2007.
- [146] ARAMAKI, Y. et al. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. **Experimental Brain Research**, v. 137, n. 1, p. 463–473, 2001.
- [147] FREITAS, S. MUSCLE SYNERGIES INVOLVED IN SHIFTS OF THE C. WHILE STANDING ON A NARROW SUPPORT. PDFMARI. S. F.; DUARTE, M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: Effect of visual feedback of the center of pressure. **Gait & Posture**, v. 35, n. 1, p. 83–87, 2011.
- [148] GÜNTHER, M. et al. Phase synchronisation of the three leg joints in quiet human stance. **Gait and Posture**, v. 33, n. 3, p. 412–417, 2011.
- [149] PINTER, I. J. et al. The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: A PCA on segment rotations during unperturbed stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 6, p. 3197–3208, 2008.
- [150] LATASH, M. L.; GORNIK, S.; ZATSIORSKY, V. M. Hierarchies of Synergies in Human Movements. **Kinesiology (Zagreb, Croatia)**, v. 40, n. 1, p. 29–38, 2008.
- [151] ROGERS, L. J. Lateralization in vertebrates: Its early evolution, general pattern, and development. **Advances in the Study of Behavior**, v. 31, p. 107–161, 2002.
- [152] MUTHA, P. K.; HAALAND, K. Y.; SAINBURG, R. L. The effects of brain

- lateralization on motor control and adaptation. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 6, p. 455–469, 2012.
- [153] FOISY, M.; FELDMAN, A. G. Threshold control of arm posture and movement adaptation to load. **Experimental Brain Research**, v. 175, n. 4, p. 726–744, 2006.
- [154] MUTHA, P. K.; BOULINGUEZ, P.; SAINBURG, R. L. Visual modulation of proprioceptive reflexes during movement. **Brain Research**, v. 1246, p. 54–69, 2008.
- [155] PRUSZYNSKI, J. A.; SCOTT, S. H. Optimal feedback control and the long-latency stretch response. **Experimental Brain Research**, v. 218, n. 3, p. 341–359, 2012.
- [156] SHADMEHR, R.; ARBIB, M. A. A mathematical analysis of the force-stiffness characteristics of muscles in control of a single joint system. **Biological Cybernetics**, v. 66, n. 6, p. 463–477, 1992.
- [157] HAALAND, K. Y. et al. Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. **Brain**, v. 127, n. 5, p. 1145–1158, 2004.
- [158] HAALAND, K. Y.; HARRINGTON, D. L. Hemispheric Control of the Initial and Corrective. **Neuropsychologia**, v. 21, n. 1, p. 961–969, 1989.
- [159] HAALAND, K. Y.; HARRINGTON, D. The role of the hemispheres in closed loop movements. **Brain and Cognition**, v. 9, n. 2, p. 158–180, 1989.
- [160] WANG, J.; SAINBURG, R. L. The dominant and nondominant arms are specialized for stabilizing different features of task performance. **Experimental Brain Research**, v. 178, n. 4, p. 565–570, 2007.
- [161] MUTHA, P. K.; HAALAND, K. Y.; SAINBURG, R. L. Rethinking Motor Lateralization: Specialized but Complementary Mechanisms for Motor Control of Each Arm. **PLoS ONE**, v. 8, n. 3, 2013.
- [162] SHABBOTT, B. A.; SAINBURG, R. L. Differentiating between two models of motor lateralization. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 2, p. 565–575, 2008.
- [163] FREITAS, S. M. S. F.; SCHOLZ, J. P. Does hand dominance affect the use of motor abundance when reaching to uncertain targets? **Human Movement Science**, v. 28, n. 2, p. 169–190, 2009.
- [164] MONFREDINI, C. F. P. et al. Human Movement Science Control of interjoint coordination in the performance of manual circular movements can explain

- lateral specialization. **Human Movement Science**, v. 90, n. May, p. 103102, 2023.
- [165] PRZYBYLA, A. et al. Sensorimotor performance asymmetries predict hand selection. **Neuroscience**, v. 228, p. 349–360, 2013.
- [166] GOBLE, D. J.; BROWN, S. H. Upper limb asymmetries in the matching of proprioceptive versus visual targets. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, n. 6, p. 3063–3074, 2008.
- [167] GOBLE, D. J.; LEWIS, C. A.; BROWN, S. H. Upper limb asymmetries in the utilization of proprioceptive feedback. **Experimental Brain Research**, v. 168, n. 1–2, p. 307–311, 2006.
- [168] GOBLE, D. J.; NOBLE, B. C.; BROWN, S. H. Proprioceptive target matching asymmetries in left-handed individuals. **Experimental Brain Research**, v. 197, n. 4, p. 403–408, 2009.
- [169] WINSTEIN, C. J.; POHL, P. S. Effects of unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements. **Experimental Brain Research**, v. 105, n. 1, p. 163–174, 1995.
- [170] GHEZ, C.; SCHEIDT, R.; HEIJINK, H. Different learned coordinate frames for planning trajectories and final positions in reaching. **Journal of Neurophysiology**, v. 98, n. 6, p. 3614–3626, 2007.
- [171] SCHEIDT, R. A.; GHEZ, C. Separate adaptive mechanisms for controlling trajectory and final position in reaching. **Journal of Neurophysiology**, v. 98, n. 6, p. 3600–3613, 2007.
- [172] LIDDELL EGT, S. C. Reflexes in Response. **Proceedings of the Royal Society of London**, v. 96, p. 212–242, 1924.
- [173] MATTHEWS, P. B. C. The human stretch reflex and the motor cortex. **Trends in Neurosciences**, v. 14, n. 3, p. 87–91, 1991.
- [174] SHEMMELL, J.; JE, H. A.; PERREAULT, E. J. The differential role of motor cortex in stretch reflex modulation induced by changes in environmental mechanics and verbal instruction. **Journal of Neuroscience**, v. 29, n. 42, p. 13255–13263, 2009.
- [175] PRUSZYNSKI, J. A. et al. Primary motor cortex underlies multi-joint integration for fast feedback control. **Nature**, v. 478, n. 7369, p. 387–390, 2011.
- [176] GIELEN CCAM, RAMAEKERS L, VAN Z. E. Long-latency stretch reflexes as co-ordinated functional responses in man. **Journal of Physiology**, v. 407, p.

- 275–292, 1988.
- [177] KURTZER, I. L.; PRUSZYNSKI, J. A.; SCOTT, S. H. Long-Latency Reflexes of the Human Arm Reflect an Internal Model of Limb Dynamics. **Current Biology**, v. 18, n. 6, p. 449–453, 2008.
 - [178] AKAZAWA, K.; MILNER, T. E.; STEIN, R. B. Modulation of reflex EMG and stiffness in response to stretch of human finger muscle. **Journal of Neurophysiology**, v. 49, n. 1, p. 16–27, 1983.
 - [179] KRUTKY, M. A. et al. Interactions between limb and environmental mechanics influence stretch reflex sensitivity in the human arm. **Journal of Neurophysiology**, v. 103, n. 1, p. 429–440, 2010.
 - [180] KIMURA, T.; HAGGARD, P.; GOMI, H. Transcranial magnetic stimulation over sensorimotor cortex disrupts anticipatory reflex gain modulation for skilled action. **Journal of Neuroscience**, v. 26, n. 36, p. 9272–9281, 2006.
 - [181] 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, n. 7, p. 2001–2011, 2015.
 - [182] MANI, S. et al. Contralesional motor deficits after unilateral stroke reflect hemisphere-specific control mechanisms. **Brain**, v. 136, n. 4, p. 1288–1303, 2013.
 - [183] HAALAND, K. Y. et al. Motor sequence complexity and performing hand produce differential patterns of hemispheric lateralization. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 16, n. 4, p. 621–636, 2004.
 - [184] YAROSH, C. A.; HOFFMAN, D. S.; STRICK, P. L. Deficits in movements of the wrist ipsilateral to a stroke in hemiparetic subjects. **Journal of Neurophysiology**, v. 92, n. 6, p. 3276–3285, 2004.
 - [185] WETTER, S.; POOLE, J. L.; HAALAND, K. Y. Functional implications of ipsilesional motor deficits after unilateral stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 4, p. 776–781, 2005.
 - [186] SAINBURG, R. L.; DUFF, S. V. Does motor lateralization have implications for stroke rehabilitation? **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 43, n. 3, p. 311–322, 2006.
 - [187] SCHAEFER, S. Y.; HAALAND, K. Y.; SAINBURG, R. L. Ipsilesional motor deficits following stroke reflect hemispheric specializations for movement control. **Brain**, v. 130, n. 8, p. 2146–2158, 2007.

- [188] SCHAEFER, S. Y.; HAALAND, K. Y.; SAINBURG, R. L. Hemispheric specialization and functional impact of ipsilesional deficits in movement coordination and accuracy. **Neuropsychologia**, v. 47, n. 13, p. 2953–2966, 2009.
- [189] DEBICKI, D. B. et al. Kinematics of wrist joint flexion in overarm throws made by skilled subjects. **Experimental Brain Research**, v. 154, n. 3, p. 382–394, 2004.
- [190] HORE, J.; O'BRIEN, M.; WATTS, S. Control of joint rotations in overarm throws of different speeds made by dominant and nondominant arms. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, n. 6, p. 3975–3986, 2005.
- [191] HORE, J.; WATTS, S.; TWEED, D. Errors in the control of joint rotations associated with inaccuracies in overarm throws. **Journal of Neurophysiology**, v. 75, n. 3, p. 1013–1025, 1996.
- [192] HORE, J.; WATTS, S.; TWEED, D. Prediction and compensation by an internal model for back forces during finger opening in an overarm throw. **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 3, p. 1187–1197, 1999.
- [193] MANOR, B. et al. Altered control of postural sway following cerebral infarction: A cross-sectional analysis. **Neurology**, v. 74, n. 6, p. 458–464, 2010.
- [194] PERENNOU, D. A., BENAÏM, C., ROUGET, E., ROUSSEAUX, M., BLARD, J. M., & PELISSIER, J. Postural balance following stroke: Towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere. **Revue Neurologique**, v. 155, n. (4), p. 281–290, 1999.
- [195] TASSEEL-PONCHE, S.; YELNIK, A. P.; BONAN, I. V. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. **Neurophysiologie Clinique**, v. 45, n. 4–5, p. 327–333, 2015.
- [196] PÉRENNOU, D. A. et al. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: A causal relationship? **Brain**, v. 131, n. 9, p. 2401–2413, 2008.
- [197] GOODWIN, G. M.; MCCLOSKEY, D. I.; MATTHEWS, P. B. C. Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: Contribution by muscle spindles to perception? **Science**, v. 175, n. 4028, p. 1382–1384, 1972.
- [198] STRONG, A. et al. Right hemisphere brain lateralization for knee proprioception among right-limb dominant individuals. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 17, p. 1–10, 2023.
- [199] KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J.-P. Foot sole and ankle muscle inputs

- contribute jointly to human erect posture regulation. **Journal of Physiology**, v. 532, n. 3, p. 869–878, 2001.
- [200] PASMA, J. H. et al. Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control. **Journal of Neurophysiology**, v. 108, n. 4, p. 1138–1148, 2012.
- [201] MANSFIELD, A. et al. Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. **Gait and Posture**, v. 38, n. 3, p. 428–432, 2013.
- [202] ROUGIER, P. et al. Undisturbed stance on a double seesaw: Interaction between asymmetries of the center-of-pressure patterns under each foot and weight-bearing. **Journal of Biomechanics**, v. 90, n. xxxx, p. 113–118, 2019.
- [203] ROUGIER, P. R.; GENTHON, N. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. **Gait and Posture**, v. 29, n. 3, p. 437–443, 2009.
- [204] RINALDIN, C. D. P. et al. Instantaneous interjoint rescaling and adaptation to balance perturbation under muscular fatigue. **European Journal of Neuroscience**, v. 51, n. 6, p. 1478–1490, 2020.
- [205] DAY, L. B., & MACNEILAGE, P. F. Postural asymmetries and language lateralization in humans (*Homo sapiens*). **Journal of Comparative Psychology**, v. 110, n. (1), p. 88, 1996.
- [206] GABBARD, C.; HART, S. T-11. Probing Previc's theory of postural control. **Brain and Cognition**, v. 30, n. 3, p. 351–353, 1996.
- [207] HART, S.; GABBARD, C. EXAMINING THE MOBILIZING FEATURE OF FOOTEDNESS. **Perceptual and Motor Skills**, v. 86, p. 1339–1342, 1998.
- [208] PAILLARD, T.; NOÉ, F. Does monopodal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. **Human Movement Science**, v. 74, n. October, p. 102686, 2020.
- [209] PRADO-RICO, J. M.; DUARTE, M. Asymmetry of body weight distribution during quiet and relaxed standing tasks. **Motor Control**, v. 23, n. 4, p. 553–565, 2019.
- [210] TRACY, J. B. et al. A novel method to quantify individual limb contributions to standing postural control. **Gait & Posture**, v. 102, n. March, p. 106–111, 2023.
- [211] FEDEROLF, P. A. A novel approach to study human posture control: “Principal movements” obtained from a principal component analysis of kinematic marker data. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 3, p. 364–370, 2016.

- [212] FITZPATRICK, R.; MCCLOSKEY, D. I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **The Journal of Physiology**, v. 478, n. 1, p. 173–186, 1994.
- [213] BLACK, F. O.; NASHNER, L. M. Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium. **American Journal of Ophthalmology**, v. 100, n. 3, p. 497, 1985.
- [214] LEE, D. N.; LISHMAN, J. R. Visual proprioceptive control of stance. **Journal of human movement studies**, 1975.
- [215] DIENER, H. C., DICHGANS, J., GUSCHLBAUER, B., BACHER, M. Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. **Human Neurobiology**, v. 5, n. 2, p. 105–113, 1986.
- [216] DIENER, H. C.; DICHGANS, J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. **Progress in Brain Research**, v. 76, n. C, p. 253–262, 1988.
- [217] DIETZ, V.; HORSTMANN, G. A.; BERGER, W. Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance. **Progress in Brain Research**, v. 80, n. C, p. 419–423, 1989.
- [218] HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 82, n. 1, p. 167–177, 1990.
- [219] MERGNER, T.; HUBER, W.; BECKER, W. Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates. **Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation**, v. 7, n. 4, p. 347–367, 1997.
- [220] ENOKA, M. R. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. Primeira ed. São Paulo: Manole, 2000.
- [221] ROTHWELL, J. C. et al. Manual motor performance in a deafferented man. **Brain**, v. 105, n. 3, p. 515–542, 1982.
- [222] NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. Reflex contribution of spindle group Ia and II afferent input to leg muscle spasticity as revealed by tendon vibration in hemiparesis. **Clinical Neurophysiology**, v. 116, n. 6, p. 1370–1381, 2005.
- [223] SCHIEPPATI, M.; NARDONE, A. Group II spindle afferent fibers in humans: Their possible role in the reflex control of stance. **Progress in Brain Research**, v. 123, p. 461–472, 1999.
- [224] KENIS-COSKUN, O. et al. Evaluation of postural stability in children with

- hemiplegic cerebral palsy. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 5, p. 1398–1402, 2016.
- [225] MORENO CATALÁ, M.; WOITALLA, D.; ARAMPATZIS, A. Reactive but not predictive locomotor adaptability is impaired in young Parkinson's disease patients. **Gait and Posture**, v. 48, p. 177–182, 2016.
- [226] SIMPSON, J. D. et al. Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. **Physical Therapy in Sport**, v. 37, p. 210–219, 2019.
- [227] NIAM, S. et al. Balance and physical impairments after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 10, p. 1227–1233, 1999.
- [228] MEYER, P. F.; ODDSSON, L. I. E.; DE LUCA, C. J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 156, n. 4, p. 505–512, 2004.
- [229] THOMPSON, C.; BÉLANGER, M.; FUNG, J. Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. **Human Movement Science**, v. 30, n. 2, p. 153–171, 2011.
- [230] MANSFIELD, A. et al. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 312–317, 2011.
- [231] GENTHON, N. et al. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v. 39, n. 6, p. 1793–1799, 2008.
- [232] SAINBURG, R. L.; POIZNER, H.; GHEZ, C. Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. **Journal of Neurophysiology**, v. 70, n. 5, p. 2136–2147, 1993.
- [233] EKLUND, G.; HAGBARTH, K. -E. Normal Variability of Tonic in Man Vibration Reflexes. **Experimental Neurology**, v. 16, n. 80, p. 80–92, 1966.
- [234] GURFINKEL, V. S.; LATASH, M. L. Segmental postural mechanisms and reversal of muscle reflexes. **Agressologie**, v. 20, n. (B), p. 145–146, 1979.
- [235] ROLL, J. P.; VEDEL, J. P.; RIBOT, E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. **Experimental Brain Research**, v. 76, n. 1, p. 213–222, 1989.
- [236] EKLUND, G.; HAGBARTH, K. E. Scandinavian EEG Society: Vibratory induced motor effects in normal man and in patients with spastic paralysis. **Electroencephalography & Clinical Neurophysiology**, v. 23, n. 4, p. 393,

- 1967.
- [237] HAYASHI, R.; MIYAKE, A.; WATANABE, S. Postural readjustment to body sway induced by vibration in man. **Experimental Brain Research**, v. 43, p. 217–225, 1981.
 - [238] GURFINKEL, V. S. et al. Locomotor-like movements evoked by leg muscle vibration in humans. **European Journal of Neuroscience**, v. 10, p. 1608–1612, 1998.
 - [239] SELIONOV, V. A. et al. Tonic Central and Sensory Stimuli Facilitate Involuntary Air-Stepping in Humans. **Journal of Neurophysiology**, v. 101, p. 2847–2858, 2009.
 - [240] CEYTE, H. et al. Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. **Neuroscience Letters**, v. 416, n. 1, p. 71–75, 2007.
 - [241] COURTINE, G. et al. Continuous, bilateral Achilles' tendon vibration is not detrimental to human walk. **Brain Research Bulletin**, v. 55, n. 1, p. 107–115, 2001.
 - [242] DUCLOS, N. C. et al. Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 1–10, 2014.
 - [243] ESCHELMULLER, G. et al. Frequency characteristics of heteronymous responses evoked by Achilles tendon vibration during quiet stance. **Neuroscience Letters**, v. 736, n. March, p. 135290, 2020.
 - [244] HATZITAKI, V.; PAVLOU, M.; BRONSTEIN, A. M. The integration of multiple proprioceptive information: Effect of ankle tendon vibration on postural responses to platform tilt. **Experimental Brain Research**, v. 154, n. 3, p. 345–354, 2004.
 - [245] KADRI, M. A. et al. **Time course and variability of tendinous vibration-induced postural reactions in forward and backward directions.** [s.l.] Elsevier Ltd, 2020. v. 51
 - [246] BOVE, M. et al. The posture-related interaction between Ia-afferent and descending input on the spinal reflex excitability in humans. **Neuroscience Letters**, v. 397, n. 3, p. 301–306, 2006.
 - [247] EKLUND, G. General features of vibration-induced effects on balance. **Uppsala Journal of Medical Sciences**, v. 77, n. 2, p. 112–124, 1972.
 - [248] ROLL, J. P.; VEDEL, J. P. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied

- by tendon vibration and microneurography. **Experimental Brain Research**, v. 47, n. 2, p. 177–190, 1982.
- [249] FORESTIER, NICOLAS; TEASDALE, NORMAND; NOUGIER, V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 1, p. 117–122, 2002.
- [250] VUILLERME, N.; BOISGONTIER, M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. **Gait and Posture**, v. 28, n. 3, p. 521–524, 2008.
- [251] ROLL, J. P.; BERGENHEIM, M.; RIBOT-CISCAR, E. Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: II. Muscle-spindle feedback during “drawing-like” movements. **Experimental Brain Research**, v. 134, n. 3, p. 311–321, 2000.
- [252] BERGENHEIM, M.; RIBOT-CISCAR, E.; ROLL, J. P. Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: I. Muscle spindle feedback during spatially oriented movements. **Experimental Brain Research**, v. 134, n. 3, p. 301–310, 2000.
- [253] CORDO, P. J. et al. Effect of slow, small movement on the vibration-evoked kinesthetic illusion. **Experimental Brain Research**, v. 167, n. 3, p. 324–334, 2005.
- [254] PRADO, J. M. Instituto de Psicologia Controle postural em adultos e idosos durante tarefas duais Controle postural em adultos e idosos durante tarefas duais São Paulo. 2008.
- [255] OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n. (1), p. 97–113, 1971.
- [256] ISAACS, K. L. et al. Degree of handedness and cerebral dominance. **Neurology**, v. 66, n. 12, p. 1855–1858, 2006.
- [257] VICON®. Plug-in-gait modelling instructions. **Vicon Manual**, v. Vicon 612, 2002.
- [258] DAFFERTSHOFER, A. et al. PCA in studying coordination and variability: a tutorial. v. 19, p. 415–428, 2004.
- [259] MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v. 24, n. September, p. 69–71, 2012.
- [260] DOUMAS, M.; VALKANIDIS, T. C.; HATZITAKI, V. Putting proprioception for balance to the test: Contrasting and combining sway referencing and tendon vibration. **Gait and Posture**, v. 67, n. April 2018, p. 201–206, 2019.

- [261] THOMPSON, C.; BÉLANGER, M.; FUNG, J. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 11, p. 2456–2467, 2007.
- [262] MAKI, BRIAN E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 12, n. 4, p. 635–658, 1996.
- [263] PATAKY, T. C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 15, n. 3, p. 295–301, 2012.
- [264] REED, C. A. et al. A new perspective on transient characteristics of quiet stance postural control. p. 1–18, 2020.
- [265] TISSERAND, R. et al. A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. **Gait and Posture**, v. 48, p. 64–67, 2016.
- [266] DUMAS, R.; CHÈZE, L.; VERRIEST, J. P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 3, p. 543–553, 2007.
- [267] MCCONVILLE, J. T. et al. Anthropometric Relationships of Body and Body Segments of Inertia. **Dayton, OH: Aerospace Medical Research Laboratory**, v. AFAMRL-TR, p. 80- 119., 1980.
- [268] YOUNG, J. W. et al. Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female. **Civil Aerospace Medical Institute**, v. No. FAA-AM, p. 83–16, 1983.
- [269] FREITAS, S. M. S. F.; SCHOLZ, J. P. A comparison of methods for identifying the Jacobian for uncontrolled manifold variance analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 4, p. 775–777, 2010.
- [270] KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J. P.; LATASH, M. L. The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, p. 525–537, 2007.
- [271] SHOJA, O. et al. Lack of visual information alters lower limb motor coordination to control center of mass trajectory during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 155, n. May, p. 111650, 2023.
- [272] ABDI, H. The Greenhouse-Geisser correction. **Encyclopedia of Research Design**, v. 1, p. 544–548, 2010.
- [273] GEISSER S; GREENHOUSE, S. Institute of mathematical statistics is collaborating with JSTOR to digitize, preserve, and extend access to the annals

- of mathematical Statistics. **The Annals of Mathematical Statistics**, v. 29(3), p. 885–891, 1958.
- [274] BLANCA, M. J. et al. Non-normal data : Is ANOVA still a valid option ? v. 29, n. 4, p. 552–557, 2017.
- [275] COHEN J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2. ed. Hillsdale: edn. Erlbaum, 1988.
- [276] SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G.; LATASH, M. L. Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. **Experimental Brain Research**, v. 135, n. 3, p. 382–404, 2000.
- [277] VAN WOUWE, T.; TING, L. H.; DE GROOTE, F. Control of Movement Interactions between initial posture and task-level goal explain experimental variability in postural responses to perturbations of standing balance. **Journal of Neurophysiology**, v. 125, p. 586–598, 2021.
- [278] KUZNETSOV, N. A. et al. Effects of Breathing on Multijoint Control of Center of Mass Position During Upright Stance. n. October 2014, p. 37–41, 2012.
- [279] PARK, E.; SCHÖNER, G.; SCHOLZ, J. P. Functional Synergies Underlying Control of Upright Posture during Changes in Head Orientation. **PLoS ONE**, v. 7, n. 8, p. e41583, 1 ago. 2012.
- [280] VERNAZZA, S.; ALEXANDROV, A.; MASSION, J. Is the center of gravity controlled during upper trunk movements? **Neuroscience Letters**, v. 206, n. (2-3), p. 77–80, 1996.
- [281] TEASDALE, N. et al. Sensory integration during vibration of postural muscle tendons when pointing to a memorized target. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 10, n. January, p. 1–8, 2017.
- [282] RINALDIN, C. D. P. et al. Compensatory control between the legs in automatic postural responses to stance perturbations under single-leg fatigue. **Experimental Brain Research**, v. 239, n. 2, p. 639–653, 2021.
- [283] KABBALIGERE, R.; LEE, B.; LAYNE, C. S. Gait & Posture Balancing sensory inputs : Sensory reweighting of ankle proprioception and vision during a bipedal posture task. **Gait & Posture**, v. 52, p. 244–250, 2017.
- [284] LORENZ ASSLÄNDER; ROBERT J PETERKA. Sensory reweighting dynamics in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 31, p. 1–11, 2014.
- [285] LINJING, JIANG; SATOSHI, KASAHARA; TOMOYA, ISHIDA; YUTA, KOSHINO; AMI, CHIBA; KAZUMASA, YOSHIMI; YUTING, WEI; MINA,

- SAMUKAWA; HARUKAZU, T. Change in sensory integration and regularity of postural sway with the suspensory strategy during static standing balance. **Frontiers in Neurology**, n. October, p. 1–9, 2023.
- [286] DEWAN, B. M. et al. Human Movement Science Adaptation in motor strategies for postural control associated with sensory reweighting. **Human Movement Science**, v. 89, p. 103098, 2023.
- [287] LUBETZKY, A. V et al. Postural Control under Cognitive Load : Evidence of Increased Automaticity Revealed by Center-of- Pressure and Head Kinematics Postural Control under Cognitive Load : Evidence of Increased. **Journal of Motor Behavior**, v. 54, n. 4, p. 466–479, 2022.
- [288] NAITO, E. et al. Development of Right-hemispheric Dominance of Inferior Parietal Lobule in Proprioceptive Illusion Task. **Cerebral Cortex**, v. 27, n. 11, p. 5385–5397, 2017.
- [289] TAKEUCHI, N. et al. Synchronous Neural Oscillation Between the Right Inferior Fronto-Parietal Cortices Contributes to Body Awareness. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 13, n. September, p. 1–9, 2019.
- [290] LATASH, M. L. **Base neurofisiológica do movimento**. Segunda Ed ed. São Paulo: Phorte Editora, 2015.
- [291] ALLUM, J., TANG, K-S., CARPENTER, M., NIJHUIS, L.O. & BLOEM, B. Review of first trial responses in balance control: influence of vestibular loss and Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v. 30, p. 279–295, 2011.
- [292] COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Disambiguating the cognitive and adaptive effects of contextual cues of an impending balance perturbation. **Human Movement Science**, v. 61, n. July, p. 90–98, 2018.
- [293] OUDE NIJHUIS, L. B. et al. Directional sensitivity of “first trial” reactions in human balance control. **Journal of Neurophysiology**, v. 101, n. 6, p. 2802–2814, 2009.
- [294] OUDE NIJHUIS, L. B. et al. First trial postural reactions to unexpected balance disturbances: A comparison with the acoustic startle reaction. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, n. 5, p. 2704–2712, 2010.
- [295] TANG, K. S.; HONEGGER, F.; ALLUM, J. H. J. Movement patterns underlying first trial responses in human balance corrections. **Neuroscience**, v. 225, p. 140–151, 2012.
- [296] AZZI, N. M.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. **Gait and**

- Posture**, v. 57, n. June, p. 172–176, 2017.
- [297] WELCH, T. D. J.; TING, L. H. Mechanisms of motor adaptation in reactive balance control. **PLoS ONE**, v. 9, n. 5, 2014.
- [298] NAM, H.-S.; KIM, J.-H.; LIM, Y.-J. The Effect of the Base of Support on Anticipatory Postural Adjustment and Postural Stability. **The Journal of Korean Physical Therapy**, v. 29, n. 3, p. 135–141, 2017.

6 ANEXOS

ANEXO A –TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar do estudo **PAPEL DA ESPECIALIZAÇÃO HEMISFÉRICA CEREBRAL E DA PREFERÊNCIA LATERAL NA COORDENAÇÃO ARTICULAR EM POSTURAS VERTICAIS COM ASSIMETRIAS.**

Esse projeto tem o objetivo identificar a coordenação articular entre os membros inferiores em condição de assimetria, durante a regulação da postura ereta quieta.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

Previamente a coleta de dados, para a construção virtual do corpo do participante no sistema de captura de movimento, será realizada a fixação de 39 bolinhas reflexivas com tamanho de 14 mm de diâmetro, no corpo do participante. Essas bolinhas serão fixadas nas principais articulações, como cotovelo, joelho, tornozelo, coluna vertebral, etc. A fixação das bolinhas reflexivas, é totalmente indolor e envolve a demarcação com um “X” em pontos anatômicos com lápis de olhos (hipoalergênico), que ao final da coleta serão removidos com lenços umedecidos.

Posteriormente, será aplicada uma vibração na panturrilha, que causará uma oscilação rápida na panturrilha (semelhante a vibração causada por um massager elétrico), a qual em casos raros poderá ocasionar leve desconforto. Caso necessário, o pesquisador responsável disponibilizará compressa de gelo para amenizar o desconforto causado pela vibração, após a vibração.

Fui alertado que para a realização do estudo será necessário vestir calção e/ou bermuda e sem camiseta (homens), top (mulheres), bem como ficar descalço ao longo de todo procedimento das coletas de dados.

A minha participação no referido estudo será no sentido de ficar em pé sob o apoio de uma perna e, posteriormente ficar em pé com o apoio das duas pernas. Além disso, quando eu estiver em apoio sob as duas pernas, receberei uma vibração (semelhante à de um massager elétrico) apenas de um lado das pernas na panturrilha. Os testes serão realizados em cima de um equipamento plano e estável com 50,8 cm por 46,4 cm. Para minha segurança, será posicionado um pesquisador ao meu lado para dar suporte, caso necessário.

RÚBRICA DO PARTICIPANTE DE
PESQUISA

RÚBRICA DO PESQUISADOR

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido você está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, pode esperar alguns benefícios, tais como: avaliação de algumas medidas de avaliação física (altura, peso, comprimento e circunferências das pernas e braços), além disso, será fornecido em linguagem clara e acessível qual é a perna dominante. Bem como, também que é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação, tais como um pequeno risco de desequilíbrio durante o protocolo de apoio em uma perna, além disso, a vibração na panturrilha poderá gerar uma leve sensação de dor (casos raros).

Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: será posicionado um pesquisador ao seu lado para dar suporte caso ocorra um leve desequilíbrio na tarefa de ficar sob uma perna. Além disso, será oferecido compressa de gelo (disponível na própria clínica de fisioterapia), caso ocorra a sensação de leve dor causada pela vibração na panturrilha.

SIGILO E PRIVACIDADE

Nós pesquisadores garantiremos a você que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, lhe identificar, será mantido em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizaremos pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição de informação em qualquer formato que possa indicar sua identidade.

AUTONOMIA

Nós lhe asseguramos assistência durante toda pesquisa, bem como garantiremos seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que você queira saber antes, durante e depois de sua participação. Também informamos que você pode se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerá qualquer prejuízo à assistência que vem recebendo.

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

RÚBRICA DO PARTICIPANTE DE
PESQUISA

RÚBRICA DO PESQUISADOR

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, tais como transporte, alimentação entre outros, haverá ressarcimento dos valores gastos na forma seguinte: em dinheiro, ou mediante depósito em conta corrente. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de quaisquer eventuais problemas de saúde decorrentes da pesquisa o pesquisador responsabiliza-se pelo encaminhamento e atendimento médico na própria instituição caso haja necessidade, deixando todos os meios disponíveis para possível contato. Além de orientações sobre o procedimento, o qual haverá respeito total à dignidade do ser humano sem prejuízos ou violação do corpo

CONTATO

Em caso de dúvida, se desejar orientações ou na necessidade de atendimento proveniente da pesquisa o participante poderá contatar Carla Daniele Pacheco Rinaldin (41-99937-6390), Elisangela Ferretti Manffra (41-98404-0690), Nicolý Dominique Scrok Cicarello (41-99862-4541); Verônica Andrade da Silva (41-99172-74177), Daniel Prado de Campos (42-99977-0044) e Joseana Wendling Withers (41-99219-1215).

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br. Endereço Rua Imaculado Conceição, 1155 Prado Velho, CEP 80215901, Curitiba, PR Brasil.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e

RÚBRICA DO PARTICIPANTE DE
PESQUISA

RÚBRICA DO PESQUISADOR

compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Telefone:	
e-mail:	

USO DE IMAGEM

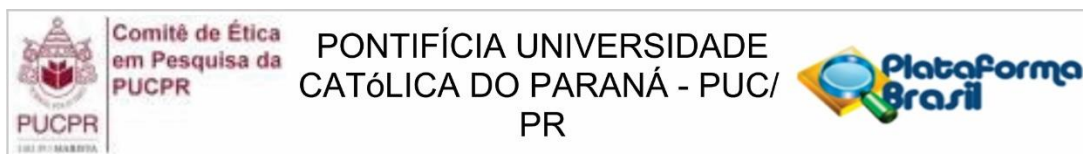
Autorizo o uso de minha imagem digital captura por câmeras (sistema Vicon®) para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a (as imagens serão utilizadas apenas para conferir em caso de dúvidas a movimentação do corpo durante a perturbação do equilíbrio e somente o pesquisador responsável terá acesso).

Curitiba, _____ de _____ de 20____.

Assinatura: _____

RÚBRICA DO PARTICIPANTE DE PESQUISA
RÚBRICA DO PESQUISADOR

ANEXO B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DA ESPECIALIZAÇÃO HEMISFÉRICA E DA PREFERÊNCIA LATERAL NA COORDENAÇÃO ARTICULAR DURANTE A POSTURA ERETA QUIETA EM CONDIÇÃO DE ASSIMETRIA ENTRE OS MEMBROS INFERIORES

Pesquisador: CARLA DANIELE PACHECO RINALDIN

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 51851921.0.0000.0020

Instituição Proponente: ASSOCIACAO PARANAENSE DE CULTURA - APC

Patrocinador Principal: FUND COORD DE APERFEICOAMENTO DE PESSOAL DE NIVEL SUP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.064.754

Apresentação do Projeto:

A presente proposta visa avaliar a influência da especialização hemisférica e da preferência lateral na coordenação articular considerando os três planos anatômicos no controle da postura ereta quieta em condições em que ambos os membros inferiores estão com a capacidade proprioceptiva íntegra e, em condições em que uma das pernas tem capacidade proprioceptiva comprometida. Os jovens saudáveis, serão avaliados em postura ereta quieta unipodal com as informações proprioceptivas íntegras e, em postura bipodal em condição de assimetria entre os membros inferiores induzida por meio de vibração no tendão calcâneo. Serão avaliadas as respostas articulares coordenativas de corpo inteiro por meio da abordagem Uncontrolled Manifold para esclarecer como o sistema de controle postural coordena os graus de liberdade articulares para controlar o centro de massa levando em consideração as assimetrias funcionais de desempenho motor entre os lados do corpo extrapolada para os três planos anatômicos. Além disso, para avaliação do equilíbrio e estabilidade postural, também serão analisados os centros de pressões plantares. O equilíbrio postural será avaliado em dois experimentos: experimento 1, postura unipodal, membro inferior direito e esquerdo; experimento 2, postura bipodal com e sem vibração unilateral no tendão calcâneo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Identificar a influência da especialização hemisférica e da preferência lateral na

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155		
Bairro: Prado Velho		CEP: 80.215-901
UF: PR	Município: CURITIBA	
Telefone: (41)3271-2103	Fax: (41)3271-2103	E-mail: nep@pucpr.br

ANEXO C - FICHA DE ANAMNESE ANAMNESE CLÍNICA

Problemas de saúde	Sim	Não	Observações
Pressão arterial alta			
Pressão arterial baixa			
Problema cardíaco			
Marca-passo			
Colesterol Alto			
Triglicérides alto			
Tireoide			
Diabetes			
Osteoporose			
Artrite			
Artrose			
Tendinite			
Problema muscular			
Desvio na cervical			
Torácica			
Lombar			
Deficiência auditiva			
Aparelho auditivo			
Deficiência visual			
Óculos ou lentes			
Doença neurológica			
Crises convulsivas			
Deficiência física			
Órtese			
Prótese			
Labirintite			
Dermatite			
Outros			

Sintomas	Sim	Não	Frequência	Observações
----------	-----	-----	------------	-------------

Dores de cabeça				
Tonturas				
Vertigens				
Nistagmo				
Dor muscular				
Fraqueza muscular				
Fraqueza generalizada				
Enrijecimento articular				
Dor na coluna cervical				
Torácica				
Lombar				
Outros				

MEDICAMENTOS

Usa medicamentos regularmente? () Sim () Não

Se sim, preencher a tabela abaixo:

Tipos	Sim	Não	Posologia	Observações
Anti-depressivo				
Diurético				
Hormônio				
Calmante				
Analgésico				
Estimulante				
Anti-inflamatório				
Outros				

HÁBITOS COMUNS

Hábito	Sim	Não	Tipo	Quanto
Tabagismo				
Bebida alcoólica				
Calçado mais utilizado				

Outros				
--------	--	--	--	--

HISTÓRICO DE QUEDAS

Característica	Sim	Não	Frequência	Como
Dificuldade para realizar movimentos rápidos				
Dificuldade de equilibrar-se				
Perde equilíbrio facilmente				
Tropeça facilmente				
Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente				
Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)				
Sofre quedas				
Sente tontura durante a queda				
Quando ocorreu a queda mais recente				
Sofreu fraturas				
Outras lesões				
Fez cirurgia				
Outros				

ANEXO D INVENTÁRIO DE PREFERÊNCIA LATERAL DE WATERLOO PARA
TAREFAS DINÂMICAS DE MEMBROS INFERIORES - FRENTE

Inventário Waterloo Footedness Questionnaire

Nome: _____

Dinâmicas

INSTRUÇÕES:

Responda cada uma das seguintes perguntas da melhor forma possível. Se você **sempre** usa um pé para com frequência para executar a atividade descrita e sempre for o mesmo pé, **circule Ds**, quando for o pé direito ou **Es**, quando for o pé esquerdo. Se você costuma usar um pé para a atividade descrita, **mas não com frequência**, circule **Dm** (pé direito) ou **Em** (pé esquerdo), conforme apropriado. Se você usar os dois pés com igual frequência para a atividade descrita, circule a **In**. Por favor, imagine-se realizando cada atividade e responda com calma e cautela e depois marque a resposta apropriada. Se necessário faça a atividade durante o preenchimento do questionário..

-2

-1

0

+1

+2

1. Qual pé você usaria para chutar uma bola parada em linha reta em direção a um alvo a sua frente?	Es	Em	In	Dm	Ds
2. Qual pé você usaria para alisar a areia da praia?	Es	Em	In	Dm	Ds
3. Qual pé você usaria para pisar em um inseto que se move rapidamente?	Es	Em	In	Dm	Ds
4. Se você tivesse que pegar uma bolinha de gude usando os dedos do pé, qual pé usaria?	Es	Em	In	Dm	Ds
5. Qual pé você usaria para cravar uma pá na terra?	Es	Em	In	Dm	Ds
6. Existe alguma razão (ou seja, lesão) para que você tenha mudado o seu pé preferido para qualquer uma das atividades acima?	SIM	NÃO	circule uma das duas		
7. Você tem dado treinamento especial ou preferência de uso para um pé em particular para certas atividades?	SIM	NÃO			
13. Se você respondeu Sim para as questões 11 e 12, por favor, explique.					
14. Se você respondeu Sim para as questões 6 e 7, por favor, explique.					

**ANEXO D - INVENTÁRIO DE PREFERÊNCIA LATERAL DE WATERLOO
PARA TAREFAS DINÂMICAS DE MEMBROS INFERIORES - VERSO**

Pontuação

Cada pergunta no W/FQ recebe uma pontuação de **-2 a +2**, respectivamente, nas cinco respostas possíveis: (i) esquerda sempre (**Es=-2**); (ii) esquerda usualmente (**Em=-1**); (iii) neutro (**In=0**); (iv) direito usualmente (**Dm=+1**) e (v) direito sempre (**Ds=+2**). Na somatória final, a pontuação positiva indica dominância do membro direito e uma pontuação negativa, indica a dominância do membro esquerdo.

Pontuação total= _____

Preferência Lateral:

☐

MI Direito

☐

MI Esquerdo

Inventário Waterloo Footedness Questionnaire

Nome: _____

INSTRUÇÕES:

Responda cada uma das seguintes perguntas da melhor forma possível. Se você **sempre** usa um pé com frequência para executar a atividade descrita e sempre for o mesmo pé, **circule Ds**, quando for o pé direito ou **Es**, quando for o pé esquerdo. Se você costuma usar um pé para a atividade descrita, **mas não com frequência**, circule **Dm** (pé direito) ou **Em** (pé esquerdo), conforme apropriado. Se você usar os dois pés com igual frequência para a atividade descrita, circule a **In**. Por favor, imagine-se realizando cada atividade e responda com calma e cautela e depois marque a resposta apropriada. Se necessário faça a atividade durante o preenchimento do questionário.

-2 -1 0 +1 +2

1. Se você tivesse que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?

Es Em In Dm Ds

2. Se você tivesse que subir em uma cadeira, qual pé você colocaria primeiro sobre ela?

Es Em In Dm Ds

3. Se você tivesse que se equilibrar em um pé sobre o meio-fio, qual pé usaria?

Es Em In Dm Ds

4. Se você tivesse que pular em um pé só, qual pé usaria?

Es Em In Dm Ds

5. Posicionado confortavelmente em pé, pessoas inicialmente colocam a maioria do seu peso sobre um dos pés, dobrando levemente o joelho da outra perna. Qual pé você colocaria a maior parte do seu peso primeiro?

Es Em In Dm Ds

6. Existe alguma razão (ou seja, lesão) para que você tenha mudado o seu pé preferido para qualquer uma das atividades acima?

SIM NÃO

circule uma

das duas

7. Você tem dado treinamento especial ou preferência de uso para um pé em particular para certas atividades?

SIM NÃO

**ANEXO E - INVENTÁRIO DE PREFERÊNCIA LATERAL DE WATERLOO PARA
TAREFAS ESTABILIZADORAS DE MEMBROS INFERIORES - VERSO**

13. Se você respondeu Sim para as questões 6 e 7, por favor, explique.

Pontuação

Cada pergunta no WFLQ recebe uma pontuação de **-2 a +2**, respectivamente, nas cinco respostas possíveis: (i) esquerda sempre (**Es=-2**); (ii) esquerda usualmente (**Em=-1**); (iii) neutro (**In=0**); (iv) direito usualmente (**Dm=+1**) e (v) direito sempre (**Ds=+2**). Na somatória final, a pontuação positiva indica dominância do membro direito e uma pontuação negativa, indica a dominância do membro esquerdo.

Pontuação total= _____

Preferência Lateral: ☐ **MI Direito** ☐ **MI Esquerdo**

ANEXO F - INVENTÁRIO DE PREFERÊNCIA MANUAL DE DE EDIMBURGO

Nome: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Sexo: ()F ()M

Por favor, indique sua preferência no uso das mãos nas seguintes atividades colocando o sinal + na coluna apropriada. Onde a preferência é tão forte que você nunca usaria a outra mão a menos que fosse forçado a usá-la, coloque ++. Se em algum caso a mão utilizada é realmente indiferente, coloque + em ambas as colunas. Algumas das atividades requerem as duas mãos, nestes casos a parte da tarefa, ou objeto para a qual a preferência manual é solicitada é indicada entre parênteses. Por favor, tente responder todas as questões, e somente deixe em branco se você não tiver qualquer experiência com o objeto ou tarefa.

Você já teve alguma tendência a ser canhoto? ()Sim ()Não

	Esquerda	Direita
1 - Escrever		
2 - Desenhar		
3 – Arremessar		
4 – Uso de 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)		
11 – Uso de pente		
12 – Uso de martelo		
13 – Uso de chave de fenda		
14 – Distribuir cartas (carta sendo distribuída)		
15 – Colocar linha no buraco da agulha (linha ou agulha de acordo com qual delas é movimentada)		

16 – Qual olho você usa quando está usando apenas um?		
17 – Qual pé você prefere para chutar uma bola?		

Quociente de lateralidade (Q.L.) = $(\text{total D} - \text{total E} / \text{total D} + \text{total E}) \times 100$

-100: canhoto absoluto; 0 preferência indiferente; + 100: destro absoluto

APÊNDICE A - PROTOCOLO PARA PREVENÇÃO CONTRA A CONTAMINAÇÃO DE COVID-19

Foi aplicado um protocolo rigoroso para prevenir a transmissão do vírus entre pesquisadores e participantes. Antes dos participantes adentrarem no laboratório, foram seguidos os seguintes passos: (a) aferição da temperatura corporal por meio de um termômetro (para investigar possível febre); (b) todos os materiais foram higienizados com álcool 70% antes e após o uso; (c) foi obrigatório o uso de máscara descartável (trocada a cada 4h) por parte de todos que estiveram presentes durante todo o procedimento do protocolo experimental. Além disso, foi obrigatório o uso de *face shield* e avental descartável por parte dos pesquisadores; os participantes não usaram *face shield*, devido a influência desse equipamento na aquisição dos dados cinemáticos e visão; (d) avaliadores e participantes utilizaram álcool em gel para higienização frequente das mãos; (e) foi respeitado o distanciamento entre os avaliadores e participantes de, no mínimo, 1,5 m de distância, exceto durante a colocação dos marcadores cinemáticos nos participantes e durante as tarefas posturais. Entretanto, caso fosse necessário o auxílio do pesquisador para a recuperação do equilíbrio durante as coletas, ele estava antecipadamente de luvas para evitar o contato direto com o participante; e (f) para evitar aglomerações, foi permitido apenas a presença de dois pesquisadores e um participante por avaliação.

O Laboratório de Motricidade Humana da PUCPR disponibiliza um local específico para a higienização das mãos com sabão neutro e papel toalha para os avaliadores e participantes da pesquisa. A disponibilidade e distribuição das máscaras descartáveis de proteção será de responsabilidade do pesquisador principal. O Laboratório de Motricidade Humana da PUC é amplo (aproximadamente 40m²) e conta com três janelas para ventilação e duas portas de acesso.

Dois dias anteriores à coleta de dados, foi realizada uma chamada telefônica ou envio de mensagem para verificar os sinais e sintomas relacionados ao COVID-19 e contato recente com alguém testado para positivo no exame. Os pesquisadores e participantes não participaram do protocolo experimental caso apresentassem sinais ou sintomas de gripe, como resfriado, tosse constante, febre (temperatura acima de 37° C), dificuldade para respirar e/ou saturação de oxigênio abaixo de 94% ou se tivessem contato com alguém testado para positivo nos últimos 20 dias. Caso algum

pesquisador apresentasse sintomas ou tivesse relatado contato com pessoas infectadas por COVID-19, esse pesquisador em específico era afastado imediatamente da participação das coletas de dados e, no caso dos participantes, foram reagendados para outra data, baseada nos protocolos de isolamento.

**APÊNDICE B - RESUMO DOS RESULTADOS ESTATÍSTICOS PARA AS
TAREFAS DE EQUILÍBRIO UNIPODAL E BIPODAL**

TAREFA DE EQUILÍBRIO	Variável		Efeito condição	Efeito tempo	Interação
UNIPODAL COM VIB	Índice de sinergia	T1	Não houve	Não houve	J3:D>E J6: D>E
		T2	D>E	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	V_UCM	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	V_ORT	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	Variabilidade CM	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve

TAREFA DE EQUILÍBRIO	Variável		Efeito condição	Efeito tempo	Interação
UNIPODAL SEM VIB	Índice de sinergia	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	V_UCM	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	V_ORT	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	Variabilidade CM	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve

TAREFA DE EQUILÍBRIO	Variável		Efeito condição	Efeito tempo	Interação
BIPODAL	Índice de sinergia	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	J7:SVIB>VIB_Dir J8: SVIB>VIB_Dir
		T3	SVIB>VIB_Dir	Não houve	Não houve
	V_UCM	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	Não houve
		T3	Não houve	Não houve	Não houve
	V_ORT	T1	Não houve	Não houve	Não houve
		T2	Não houve	Não houve	J7:SVIB<VIB_Dir
		T3	SVIB<VIB_Dir SVIB<VIB_Esq	Não houve	Não houve
	Variabilidade CM	T1	SVIB<VIB_Dir	J1>J6,J8,J9,J10	J1:SVIB<VIB_Dir J10: SVIB<VIB_Dir SVIB<VIB_Esq
		T2	J1>J3,5,6,7,8,9,10	Não houve	Não houve
		T3	Houve, mas post-hoc não pegou	Não houve	Não houve

APÊNDICE C - RESULTADOS DAS COMPARAÇÕES ENTRE V_UCM X V_ORT UNIPODAL E BIPODAL – OBJETIVOS 3 E 4

6.1 TAREFA DE EQUILÍBRIO UNIPODAL

6.1.1 membro inferior direito com vibração

A análise mostrou, que nas três tentativas quando avaliado o lado direito com vibração, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [F(1,00; 20,00)=187,29, $p<0,01$, $n_p^2=0,90$]; tentativa 2 [F(1,00; 20,00)=98,13, $p<0,01$, $n_p^2=0,83$]; e tentativa 3 [F(1,00; 20,00)=80,82, $p<0,01$, $n_p^2=0,80$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT: tentativa 1 V_UCM x V_ORT com vibração (média das diferenças: 6,21, 95% IC LI=0,52 – LS 0,71, $p<0,01$); tentativa 2 V_UCM x V_ORT com vibração (média das diferenças: 0,70, 95% IC LI=0,55 – LS 0,84, $p<0,01$); tentativa 3 V_UCM x V_ORT com vibração (média das diferenças: 0,63, 95% IC LI=0,49 – LS 0,78, $p<0,01$) (Figura 1, painéis A, C, E).

Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [F(10, 200)=1,29, $p=0,23$, $n_p^2=0,06$], tentativa 2 [F(10, 200)=0,65, $p=0,76$, $n_p^2=0,03$]; e tentativa 3 [F(10, 200)=0,97, $p=0,46$, $n_p^2=0,04$].

Nas três tentativas do lado direito, não houve interação entre as variáveis: tentativa 1 [F(10, 200)=1,29, $p=0,23$, $n_p^2=0,06$]; tentativa 2 [F(10, 200)=0,64, $p=0,77$, $n_p^2=0,03$]; tentativa 3 [F(10, 200)=1,00, $p=0,44$, $n_p^2=0,04$].

6.1.2 Membro inferior esquerdo com vibração

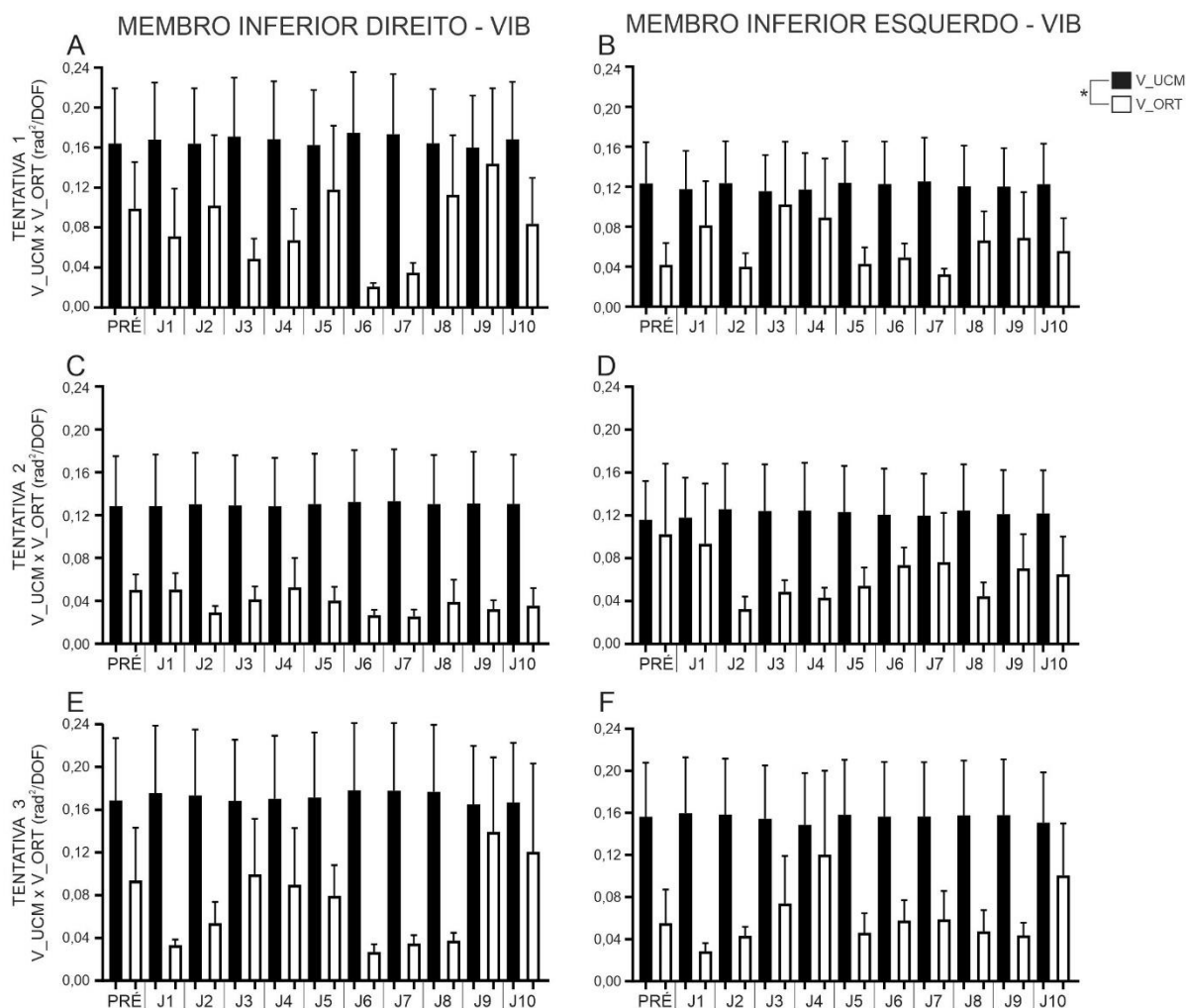
A análise mostrou, que nas três tentativas quando avaliado o lado esquerdo com vibração, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [F(1,00; 20,00)=89,34, $p<0,01$, $n_p^2=0,81$]; tentativa 2 [F(1,00; 20,00)=61,89, $p<0,01$, $n_p^2=0,75$]; e tentativa 3 [F(1,00; 19,00)=75,19, $p<0,01$, $n_p^2=0,79$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT: tentativa 1 (média das diferenças: 0,62, 95% IC LI=0,48 – LS 0,76, $p<0,01$); tentativa 2 (média das

diferenças: 0,55, 95% IC LI=0,40 – LS 0,70, $p < 0,01$); tentativa 3 (média das diferenças: 0,69, 95% IC LI=0,52 – LS 0,86, $p < 0,01$) (Figura 1, painéis B, D, F).

Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [$F(10, 200)=0,63$, $p=0,78$, $\eta_p^2=0,03$], tentativa 2 [$F(10, 200)=1,15$, $p=0,32$, $\eta_p^2=0,05$]; e tentativa 3 [$F(10, 190)=0,67$, $p=0,74$, $\eta_p^2=0,03$].

Nas três tentativas do lado direito, não houve interação entre as variáveis: tentativa 1 [$F(10, 200)=0,72$, $p=0,70$, $\eta_p^2=0,03$]; tentativa 2 [$F(10, 200)=1,16$, $p=0,32$, $\eta_p^2=0,05$]; tentativa 3 [$F(10, 190)=0,67$, $p=0,74$, $\eta_p^2=0,03$].

Figura 1- Comparação entre V_UCM x V_ORT, confirmando a existência de sinergias cinemáticas que estabilizam a variável de desempenho (CM) na tarefa unipodal com vibração.



Fonte: a autora (2024).

6.1.3 Membro inferior direito sem vibração

A análise mostrou, que nas três tentativas quando avaliado o lado esquerdo com vibração, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [$F(1,00; 20,00)=168,59$, $p<0,01$, $n_p^2=0,89$]; tentativa 2 [$F(1,00; 190,00)=146,05$, $p<0,01$, $n_p^2=0,88$]; e tentativa 3 [$F(1,00; 200,00)=110,28$, $p<0,01$, $n_p^2=0,84$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT : tentativa 1 (média das diferenças: 0,64, 95% IC LI=0,53 – LS 0,74, $p <0,01$); tentativa 2 (média das diferenças: 0,67, 95% IC LI=0,55 – LS 0,78, $p <0,01$); tentativa 3 (média das diferenças: 0,68, 95% IC LI=0,54 – LS 0,5482, $p <0,01$) (Figura 2, painéis A, C e E).

Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [$F(10, 200)=0,67$, $p=0,74$, $n_p^2=0,03$], tentativa 2 [$F(10, 190)=1,81$, $p=0,06$, $n_p^2=0,08$]; e tentativa 3 [$F(10, 200)=0,61$, $p=0,79$, $n_p^2=0,03$].

Nas três tentativas do lado direito, não houve interação entre as variáveis: tentativa 1 [$F(10, 200)=0,59$, $p=0,81$, $n_p^2=0,02$]; tentativa 2 [$F(10, 190)=1,66$, $p=0,09$, $n_p^2=0,08$]; tentativa 3 [$F(10, 200)=0,61$, $p=0,80$, $n_p^2=0,03$].

6.1.4 Membro inferior esquerdo sem vibração

A análise mostrou, que nas três tentativas quando avaliado o lado esquerdo sem vibração, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [$F(1,00; 20,00)=168,59$, $p<0,01$, $n_p^2=0,89$]; tentativa 2 [$F(1,00; 19,00)=146,05$, $p<0,01$, $n_p^2=0,88$]; e tentativa 3 [$F(1,00; 20,00)=110,28$, $p<0,01$, $n_p^2=0,84$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT : tentativa 1 (média das diferenças: 0,64, 95% IC LI=0,53 – LS 0,74, $p <0,01$); tentativa 2 (média das diferenças: 0,67, 95% IC LI=0,55 – LS 0,78, $p <0,01$); tentativa 3 (média das diferenças: 0,68, 95% IC LI=0,54 – LS 0,82, $p <0,01$) (Figura 2, painéis B, D e F). Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [$F(10, 200)=0,67$, $p=0,74$, $n_p^2=0,03$], tentativa 2 [$F(10, 190)=1,81$, $p=0,06$, $n_p^2=0,08$]; e tentativa 3 [$F(10, 200)=0,61$, $p=0,79$, $n_p^2=0,03$].

6.2 TAREFA DE EQUILÍBRIO BIPODAL

6.2.1 Membro inferior direito

A análise mostrou, nas três tentativas quando avaliado o lado direito, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [$F(2,10; 41,99)=222,81$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,91$]; tentativa 2 [$F(1,75; 33,31)=192,75$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,91$]; e tentativa 3 [$F(2,33; 44,32)=123,72$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,86$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT : tentativa 1, com vibração (média das diferenças: 1,36, 95% IC LI=1,10 – LS 1,63, $p<0,01$); tentativa 1 sem vibração (média das diferenças: 1,36, 95% IC LI=1,20 – LS 1,52, $p<0,01$); tentativa 2 com vibração (média das diferenças: 1,33, 95% IC LI=1,10 – LS 1,64, $p<0,01$); tentativa 2 sem vibração (média das diferenças: 1,35, 95% IC LI=1,18 – LS 1,51, $p<0,01$); tentativa 3 com vibração (média das diferenças: 1,21, 95% IC LI=0,89 – LS 1,52, $p<0,01$); tentativa 3 sem vibração (média das diferenças: 1,35, 95% IC LI=1,18 – LS 1,51, $p<0,01$) (Figura 3).

Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [$F(10, 200)=1,61$, $p=0,09$, $\eta_p^2=0,07$], tentativa 2 [$F(10, 190)=1,42$, $p=0,17$, $\eta_p^2=0,07$]; e tentativa 3 [$F(10, 190)=1,82$, $p=0,06$, $\eta_p^2=0,08$].

Nas três tentativas do lado direito, não houve interação entre as variáveis: tentativa 1 [$F(30, 600)=1,28$, $p=0,14$, $\eta_p^2=0,06$]; tentativa 2 [$F(30, 570)=1,78$, $p=0,07$, $\eta_p^2=0,08$]; tentativa 3 [$F(30, 570)=1,26$, $p=0,15$, $\eta_p^2=0,06$].

6.2.2 Membro inferior esquerdo

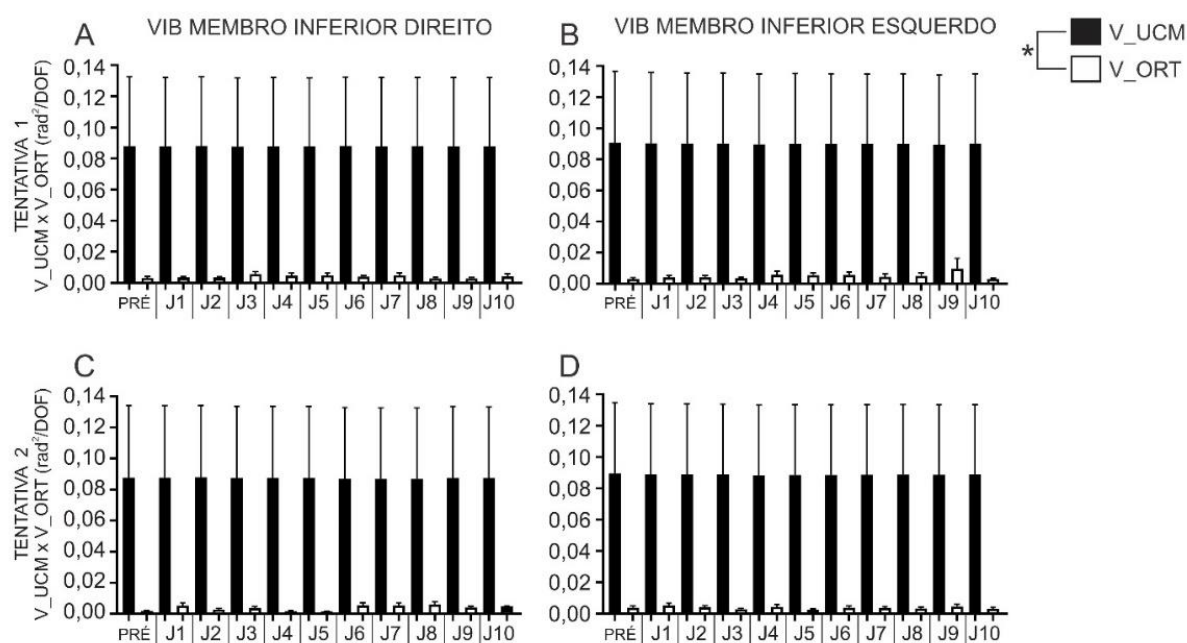
A análise mostrou, que nas três tentativas quando avaliado o lado esquerdo, houve efeito da projeção da variância entre os subespaços: tentativa 1 [$F(1,96; 37,25)=209,67$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,91$]; tentativa 2 [$F(1,79; 35,85)=235,77$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,92$]; e tentativa 3 [$F(1,58; 30,14)=199,26$, $p<0,01$, $\eta_p^2=0,91$]. Comparações post hoc mostraram que nas três tentativas a variância projetada no subespaço V_UCM é maior do que a variância projetada no subespaço V_ORT : tentativa 1, com vibração (média das diferenças: 1,29, 95% IC LI=1,02 – LS 1,57, $p<0,01$); tentativa 1, sem vibração (média das diferenças: 1,35, 95% IC LI=1,18 – LS 1,51, $p<0,01$); tentativa 2,

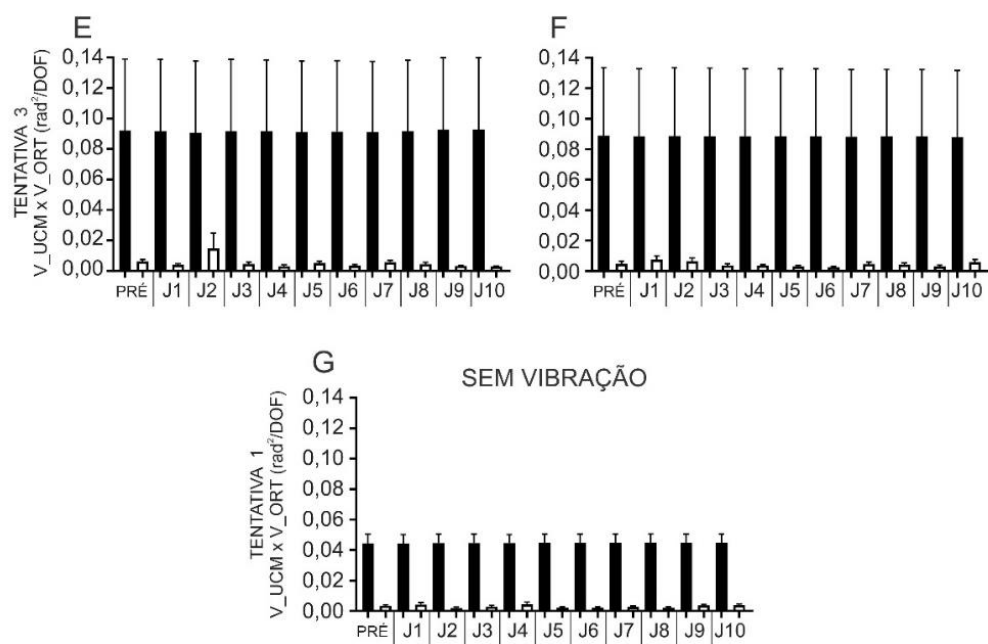
com vibração (média das diferenças: 1,32, 95% IC LI=1,05 – LS 1,59, $p < 0,01$); tentativa 2 sem vibração (média das diferenças: 1,36, 95% IC LI=1,20 – LS 1,52, $p < 0,01$); tentativa 3, com vibração (média das diferenças: 1,27, 95% IC LI=0,96 – LS 1,57, $p < 0,01$); tentativa 3 sem vibração (média das diferenças: 1,35, 95% IC LI=1,18 – LS 1,51, $p < 0,01$) (Figura 3).

Nas três tentativas do lado direito, não houve efeito de tempo: tentativa 1 [$F(10, 190)=1,01$, $p=0,43$, $\eta_p^2=0,05$], tentativa 2 [$F(10, 200)=1,02$, $p=0,42$, $\eta_p^2=0,04$]; e tentativa 3 [$F(10, 190)=1,42$, $p=0,17$, $\eta_p^2=0,07$].

Nas três tentativas do lado direito, não houve interação entre as variáveis: tentativa 1 [$F(30, 570)=1,09$, $p=0,33$, $\eta_p^2=0,05$]; tentativa 2 [$F(30, 600)=1,11$, $p=0,30$, $\eta_p^2=0,05$]; tentativa 3 [$F(30, 570)=0,99$, $p=0,47$, $\eta_p^2=0,05$].

Figura 3 - Comparação entre V_UCM x V_ORT, confirmando a existência de sinergias cinemáticas que estabilizam a variável de desempenho (CM) na tarefa bipodal.





Fonte: a autora (2024).

Abreviaturas: VIB, vibração; J, janela.