
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS
(Tecnologias e Desempenho Humano)**

**DEMANDA SUPRA-POSTURAL EM TAREFAS DE ANCORAGEM HÁPTICA
AFETA A ESTABILIDADE POSTURAL?**

FERNANDA LOPES MAGRE



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS
(Tecnologias e Desempenho Humano)**

**DEMANDA SUPRA-POSTURAL EM TAREFAS DE ANCORAGEM HÁPTICA
AFETA A ESTABILIDADE POSTURAL?**

FERNANDA LOPES MAGRE

Orientadora: Dra. Eliane Mauerberg-deCastro

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

M212d Magre, Fernanda Lopes
 Demanda supra-postural em tarefas de ancoragem
 háptica afeta a estabilidade postural? / Fernanda Lopes
 Magre. -- Rio Claro, 2018
 72 f. : il., tabs., fotos

 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual
 Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro
 Orientadora: Eliane Mauerberg-deCastro

 1. Sistema âncora. 2. Supra-postural. 3. Percepção
 háptica. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca
do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

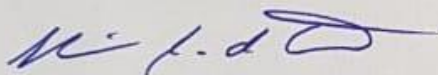
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Demanda supra-postural em tarefas de ancoragem hática afeta a estabilidade postural?

AUTORA: FERNANDA LOPES MAGRE

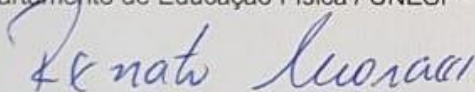
ORIENTADORA: ELIANE MAUERBERG DE CASTRO

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS pela Comissão Examinadora:



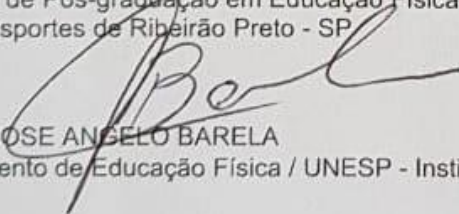
Profa. Dra. ELIANE MAUERBERG DE CASTRO

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP



Prof. Dr. RENATO DE MORAES

Programa de Pós-graduação em Educação Física e Esporte / Universidade de São Paulo - Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto - SP



Prof. Dr. JOSE ANGELO BARELA

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Rio Claro, 18 de setembro de 2018

*Dedico este trabalho à todas as pessoas que estiveram comigo ao longo deste caminho.
Àquelas que ainda estão aqui, àquelas que estão no coração.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus pela oportunidade de concluir uma etapa tão importante na minha vida e por ter vivido momentos tão especiais ao longo dela. Agradeço pelas pessoas que colocou em meu caminho, e pelas oportunidades que nunca me faltaram.

Agradeço aos meus familiares pelo auxílio e apoio não só nesta etapa, mas durante toda a minha vida. Por me incentivarem sempre nos estudos e proporcionarem a minha chegada até aqui. Pelo amor, paciência e compreensão, e pelo incentivo em sempre continuar adiante! À todos, sem exceção, o meu amor incondicional!

Agradeço ao meu namorado por compreender os inúmeros momentos que estive ausente, e por ser minha válvula de escape nos momentos difíceis. Agradeço por sempre ter uma brincadeira guardada esperando para usar e me fazer sorrir. As vezes eu não sorrio, mas é só pra fazer você ficar sem graça e tentar fazer outra que me faça sorrir rrsrrs No meu coração, eu amo todas elas, mas principalmente como você faz eu me sentir quando estou com você! Obrigada por sempre estar ao meu lado, por ter aparecido e tornado tudo mais leve!

Agradeço à minha orientadora por ter me ensinado ao longo dos últimos 6 anos muito do que sei hoje. Agradeço por me ensinar não só assuntos teóricos, mas sim por me ensinar sobre ética, disciplina, empenho e dedicação. Agradeço a paciência e os puxões de orelha. Agradeço por ter me recebido de portas abertas, e por ter me proporcionado a experiência de estar no PROEFA.

Agradeço àqueles que tornaram esta dissertação possível. Agradeço à Carla da Mata por ter me auxiliado em todas as coletas desenvolvidas neste estudo, inclusive nos dias de loucura de coleta integral! Mais do que isso, agradeço pelo companheirismo de todo dia. Agradeço aos participantes deste estudo que são os principais atores para que essa pesquisa tenha sido desenvolvida até o final. Obrigada por terem confiado em mim, alguns sem ao menos me conhecer.

Agradeço as minhas grandes amigas que, cada um com suas características, estão presentes em minha vida. Agradeço à minha filha de estimação, Lívia, que todo santo dia me manda uma mensagem pra saber se pode me dar um “oi”, sem me atrapalhar rrsrrs Além do “oi”, ela trás consigo muita alegria, boas energias, um sorriso no rosto e um abraço apertado! Obrigada pela bondade e pelo coração enorme! Agradeço à minha mãe de estimação, Ana Clara, que desde o meu primeiro ano no laboratório (2012), me acompanha, me auxilia, me aconselha e me orienta. Felizmente, há algum tempo você já encerrou a sua fase por aqui, mas saiba que faz muita falta desde então. A sorte que eu tenho é que sei que mesmo não estando todos os dias aqui na mesa ao lado, você continua estando todos os dias na minha vida. Obrigada por tudo que você fez e tem feito por mim. Obrigada principalmente por ter um coração de mãe, e por me deixar fazer parte dele. Obrigada por estarem presentes em minha vida, e sei que sempre estarão!

Agradeço aos amigos que fiz ao longo da faculdade e que até hoje me acompanham: Amanda, Marina e Gabriel. Fred, obrigada pelos inúmeros momentos de divertimento, e por termos continuado compartilhando muitas coisas mesmo que cada um tenha, agora, o seu próprio caminho.

Agradeço pela oportunidade de poder fazer parte do laboratório de Ação e Percepção, coordenado pela professora Eliane. Muita coisa tenho aprendido por aqui, e agradeço àqueles que de certa forma auxiliaram nisso. Agradeço aos amigos que já passaram por aqui e deixaram boas recordações.

Agradeço à banca, professor Dr. José Angelo Barela e professor Dr. Renato de Moraes, que analisaram este trabalho com muito comprometimento. À vocês, minha tremenda admiração e meu muito obrigada!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

Os sistemas sensoriais e motor trabalham de forma integrada para restabelecer o equilíbrio corporal durante a realização de outras tarefas (e.g., carregar uma bandeja com copos, trocar uma lâmpada enquanto equilibramos numa escada, etc.), as quais identificamos como “supra-posturais”. Ainda, indivíduos usam a percepção háptica para incorporar ferramentas na realização dessas tarefas que podem, concomitantemente, auxiliar no controle da postura. Uma ferramenta identificada como útil ao controle postural é o sistema âncora que consiste numa tarefa de manipular sutilmente cabos flexíveis anexos a cargas de reduzida massa que ficam em contato com o solo. Segurando a ponta desses cabos com as mãos, os indivíduos, via exploração ativa do sistema háptico, ajustam seu corpo no espaço mais eficientemente do que sem esta ferramenta. O objetivo desse estudo é analisar em tarefa de ancoragem háptica como componentes de tarefa supra-postural (i.e., deslocar o sistema âncora ritmicamente para cima e para baixo; com e sem contato com o solo e com e sem presença de cargas anexas ao sistema âncora) afetam os níveis de oscilação corporal em tarefas de equilíbrio. Participaram do estudo 15 adultos jovens que realizaram duas sessões de coleta em dias distintos (sessão de ancoragem com cargas e sessão de ancoragem sem cargas). Os participantes ficaram em pé sobre uma plataforma de força com os pés na posição tandem, vendados, durante 30 segundos, e, ao som de um metrônomo (55 BPM), levantaram e abaixaram ritmicamente o sistema âncora (i.e., com cargas anexas) ou cabos de nylon livres (i.e., sem cargas anexas) de acordo com as seguintes condições: ancoragem estática, ancoragem dinâmica em fase, ancoragem dinâmica fora de fase e ancoragem mista. As mesmas condições foram realizadas nas duas sessões de ancoragem. Para cada condição foram realizadas 2 tentativas. As variáveis do centro de pressão (COP) incluíram o comprimento total do COP (CT-COP), RMS do deslocamento médio-lateral (RMS-ml), velocidade média de oscilação médio-lateral (Velocidade-ml) e frequência com 80% da potência espectral na direção médio-lateral (F80-ml). Os resultados revelaram que um sistema de ancoragem sem cargas não promove efeitos estabilizadores na postura, o que não o caracteriza como uma tarefa predominantemente supra-postural. Ainda, manter as cargas em suspensão durante uma tarefa de ancoragem não promove efeitos estabilizadores na postura tal como ocorre ao manter as cargas em contato com o solo. Por fim, ancorar-se com cargas estáticas no solo promove efeitos estabilizadores para a postura melhores do que ancorar-se com cargas de forma dinâmica. Esses resultados demonstram a influência da informação sensorial para controlar a postura em um sistema de ancoragem háptica, que depende de uma referência fixa para orientação postural (i.e., cargas das âncoras em contato com uma superfície).

Palavras-chave: Sistema âncora. Supra-postural. Percepção háptica.

ABSTRACT

The sensory and motor systems work in an integrated way to reestablish balance while performing other motor tasks (e.g., carry a tray with cups, changing a light bulb while balancing on a ladder, etc.), which we identify as “supra-postural.” Moreover, individuals use haptic perception to control tools while performing these tasks that can, at the same time, aid the postural control system. A tool identified as useful to the postural function is the anchor system, which consists in subtle manipulation of flexible cables attached to low mass loads that are kept in contact with the ground. Holding these cables with their hands, individuals, via active exploration, adjust their bodies in space more efficiently than without this tool. The purpose of this study is to analyze in haptic anchorage tasks how does supra-postural components (e.g., intentionally move rhythmically the anchor system up and down; with or without anchor masses touching the ground, and with or without the end loads attached to the anchor system) affect body sway during balancing tasks. Fifteen young adults participated in this study in two sessions of data collection separated in two different days (anchors with loads and free-load anchors). The participants stood on a force platform with their feet in tandem position, blindfolded, for 30 seconds. To the sound of a metronome (55 BPM), they moved anchor system or the nylon strings (e.g., without the attached loads) up and down according to the following conditions: quiet anchoring, in-phase and out-of-phase dynamic anchoring, and mixed anchoring (e.g., one hand quiet anchoring while the other keep a dynamic anchoring). The variables of the center of pressure (COP) included the COP’s path length (PL-COP), ellipse area, RMS of medial-lateral displacement (RMS-ml), mean speed of medial-lateral oscillation (MSS-ml) and the frequency at 80% of the power spectrum (F80-ml). Our results revealed that an unloaded anchorage system does not provide stabilizing effects for the posture system and is not characterized as a supra-postural task, contrary to the anchor system with loads. Also, keeping the loads in suspension during an anchoring task does not stabilize posture as much as when keeping the loads in contact with the ground. Finally, anchoring with steady loads on the ground promotes stabilizing effects of the posture compared to dynamic anchoring with loads moving rhythmically. These results illustrate that sensory information to control posture during haptic anchoring tasks rely on a fixed reference for postural orientation (i.e., anchor loads in contact with a surface).

Key-words: Anchor system. Supra-postural. Haptic perception.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Representação dos materiais de coleta na a) sessão de ancoragem com cargas e b) sessão de ancoragem sem cargas.	31
Figura 2. Metrônomo digital Korg, modelo MA-1.	32
Figura 3. Óculos de obstrução da visão.	32
Figura 4. Representação da posição do participante na tarefa postural.	33
Figura 5. Representação do delineamento da posição dos pés na plataforma de força.	34
Figura 6. Representação das condições de ancoragem. Da esquerda para a direita, a) ancoragem com carga, estática, com contato com o solo; b) ancoragem sem carga, estática, com contato com o solo; c) ancoragem com carga, estática, suspensa; e d) ancoragem sem carga, estática, suspensa.	37
Figura 7. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com cargas.	37
Figura 8. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem cargas.	38
Figura 9. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, suspenso, na sessão de ancoragem com cargas.	38
Figura 10. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, suspenso, na sessão de sem cargas.	38
Figura 11. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com carga.	39
Figura 12. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem carga.	39
Figura 13. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, suspenso, na sessão de ancoragem com carga.	39
Figura 14. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, suspenso, na sessão de ancoragem sem carga.	40
Figura 15. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com carga.	40
Figura 16. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem carga.	40
Figura 17. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, suspenso, na sessão de ancoragem com carga.	41
Figura 18. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, suspenso, na sessão de ancoragem sem carga.	41
Figura 19. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Comprimento total do COP e b) Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.	45
Figura 20. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Velocidade média-ml e b) RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.	45
Figura 21. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.	46
Figura 22. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Comprimento total do COP e b) Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga, estática, no solo e suspensa.	46
Figura 23. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Velocidade média-ml e b) RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática, no solo e suspensa.	47
Figura 24. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga no solo e com carga suspensa.	47
Figura 25. Média e erro padrão da variável Comprimento total do COP na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.	48
Figura 26. Média e erro padrão da variável Área da elipse na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.	48

Figura 27. Média e erro padrão da variável Velocidade média - ml na tarefa a)com carga e b)sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.....	49
Figura 28. Média e erro padrão da variável RMS - ml na tarefa a)com carga e b)sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.	49
Figura 29. Média e erro padrão da variável Frequência em 80% - ml na tarefa a)com carga e b)sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.....	50
Figura 30. Média e erro-padrão das variáveis do COP a)Comprimento total do COP e b)Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.	51
Figura 31. Média e erro-padrão das variáveis do COP a)Velocidade média-ml e b)RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.	51
Figura 32. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.....	52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Dados dos participantes.	29
Quadro 2. Resumo das condições experimentais do estudo. A sessão de ancoragem com carga é composta pelas tarefas com cargas anexas, enquanto a sessão de ancoragem sem carga é composta pelas tarefas com corda livre, ou seja, sem cargas anexas.	36

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Sistemas sensoriais no controle postural e tarefas supra-posturais	15
2.2 Sistema háptico e seu papel na postura	18
2.3 Um sistema de ancoragem háptica no controle da postura	21
3 OBJETIVO GERAL	27
3.1 Objetivos específicos	27
4 MATERIAL E MÉTODO	28
4.1 Participantes	28
4.1.1 Critérios de inclusão	30
4.1.2 Critérios de exclusão	30
4.2 Instrumentos e materiais	30
4.3 Procedimento	32
4.3.1 Tarefa postural	32
4.3.2 Sessões experimentais de ancoragem	33
4.3.3 Preparação para a tarefa	34
4.3.4 Condições experimentais	35
4.3.4.1 Ancoragem estática	37
4.3.4.2 Ancoragem dinâmica em fase e fora de fase	37
4.3.4.3 Ancoragem mista	40
4.4 Análise de dados	42
4.5 Análise estatística	42
4.5.1 Condições sem ancoragem	43
4.5.2 Condições de ancoragem mista	43
4.5.3 Condições dinâmicas	43
5 RESULTADOS	44
5.1 Efeito da remoção da referência externa na tarefa de ancoragem	44
5.2 Extensão da contribuição dos componentes da tarefa supra-postural	46
5.3 Efeito do contato momentâneo da porção distal das âncoras (com e sem carga) no solo em tarefas de ancoragem dinâmica	47
6 DISCUSSÃO	53
6.1 Ancoragem sem carga não tem efeito estabilizador na postura	53
6.2 Perda de contato com o solo aumenta a magnitude de oscilação postural	55
6.3 Ancoragem estática é mais benéfica para a postura do que ancoragem dinâmica	57
7 CONCLUSÃO	60

REFERÊNCIAS	61
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	66
APÊNDICE B –Questionário de Avaliação Demográfica e Estado Físico e de Saúde	68
ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	71

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano vive em constante desequilíbrio, sendo desafiado continuamente pela força da gravidade. A função do sistema de controle postural é mantê-lo sempre estável, mas nunca imóvel (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Sistemas sensoriais juntamente com o sistema motor integram suas funções para controlar e restabelecer constantemente o equilíbrio do corpo. Enquanto nos mantemos em pé, podemos realizar diversas outras atividades concomitantemente, podendo ser elas de cunho motor, perceptivo ou intelectual (e.g., carregar uma bandeja com copos, trocar uma lâmpada enquanto equilibramos numa escada, manter o equilíbrio sobre uma cadeira enquanto pegamos um objeto sobre o armário, escrever mensagens no celular enquanto andamos). Quando realizamos essas atividades durante o simultâneo controle postural, estamos executando tarefas supra-posturais, e a postura pode ser modulada de forma a facilitar o desempenho para atingir determinados objetivos dessas tarefas (STOFFREGEN et al., 2000).

Uma forma de auxiliar o sistema postural enquanto realizamos tarefas supra-posturais é utilizar ferramentas que, por meio da percepção háptica, auxiliam no controle postural (CHEN et al., 2015; JEKA; OIE; KIEMEL, 2000). O sistema háptico tem um papel importante no controle da postura através da exploração tátil. Por meio de mecanorreceptores embutidos na pele, tendões, músculos e articulações, o sistema háptico integra informações sensoriais via exploração ativa a fim de detectar nossa movimentação e continuamente reposicionar o nosso corpo no espaço (LEDERMAN; KLATZKY, 2009).

Riley et al. (1999) investigaram o contato leve do dedo indicador em uma cortina. Eles descobriram que tocar uma cortina reduziu as oscilações posturais, porém, somente quando os participantes foram orientados a minimizar os movimentos da cortina com seu toque, e não quando acreditavam que tocar a cortina era irrelevante. De acordo com os autores, a adição de uma meta supra-postural (manter intencionalmente a cortina estática) resultou na diminuição da oscilação para atingir o objetivo da tarefa supra-postural. Assim, podemos considerar que a postura está a serviço das tarefas supra-posturais.

A informação háptica pode auxiliar no controle da postura durante uma tarefa supra-postural através do uso de ferramentas que mediam a interação do indivíduo com o meio. Baseada na premissa de que ferramentas são componentes hápticos não-neurais anexos aos detectores biológicos que sustentam mecanismos de ação e podem atualizar a posição do corpo, Mauerberg-deCastro (2004) idealizou uma ferramenta “âncora” com componentes não rígidos integrados em tarefas posturais sob perturbação. O sistema âncora tem o propósito de proporcionar referências adicionais para uma orientação funcional do corpo no espaço. Essa ferramenta consiste em manipular cabos flexíveis anexos a cargas de reduzida massa que ficam em contato com o solo. Segurando a ponta desses cabos com as mãos, os

indivíduos, via exploração ativa do sistema como um todo, ajustam seu corpo no espaço mais eficientemente do que sem esta ferramenta.

Formas de ancoragem podem ser úteis, por exemplo, para populações que apresentam déficit no equilíbrio (e. g., idosos, deficientes). Assim, diversos estudos com idosos e/ou deficientes manipulando o sistema âncora foram realizados em situações distintas (parados, caminhando, com uma ou duas mãos, etc.), e todos encontraram resultados favoráveis quanto ao uso do sistema âncora para reduzir a oscilação postural parado ou no auxílio durante o andar (COSTA et al., 2015; COSTA et al., 2018; DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012; MAUERBERG-DECASTRO; MAGRE, 2016; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; SANTOS et al., 2015). Utilizar estratégias de exploração háptica por meio do uso de ferramentas que auxiliem no equilíbrio postural simultaneamente à execução de outras tarefas motoras amplia a perspectiva de aplicações com grupos com déficits de equilíbrio (e.g., idosos, deficientes).

Alterando o modelo tradicional de ancoragem com cargas em contato com o solo, IASI (2018) investigou a eficiência da ancoragem háptica realizada no próprio corpo em pontos de contatos distintos (i.e., cintura escapular, cintura, joelho e tornozelo). Todas as condições de ancoragem no corpo apesar de reduzirem a oscilação postural comparadas à condição sem ancoragem, não reduziram a oscilação tanto quanto ocorreu na forma tradicional (i.e., cargas tocando o solo). A melhora da oscilação postural no próprio corpo comparada com as condições sem ancoragem indica que a “referência advinda da tração dos cabos em cada ponto de contato corporal foi, em parte, capaz de produzir respostas informativas para a redução da oscilação postural” (IASI, 2018). Esta referência do contexto da tarefa de ancoragem foi construída a partir da instrução dada ao participante em manter os cabos esticados de uma forma sutil, ou seja, o suficiente para sentir que os cabos não estavam mais frouxos. Esta instrução foi o componente supra-postural da tarefa de ancoragem executada simultaneamente à tarefa postural.

Neste estudo nosso objetivo é analisar se tarefas de ancoragem háptica contêm componentes supra-posturais que afetam os níveis de oscilação corporal em tarefas de equilíbrio. Assim, manipulamos os componentes de ancoragem realizando condições de ancoragem com e sem cargas anexas ao sistema âncora, com contato momentâneo com o solo (i.e., movimentos de sobe e desce das âncoras), e abolindo a referência distal por meio da suspensão das âncoras do solo. Se a tarefa de ancoragem for uma tarefa supra-postural, esperamos que o indivíduo seja capaz de estabilizar a postura mesmo quando manipulamos estes componentes. Outra possibilidade nos resultados é que abolir as cargas das âncoras e/ou a perda de referência com o solo acarretaria um aumento da oscilação postural, o que justificaria a importância do dado suplementar para orientação postural proporcionado durante o contato distal das cargas das âncoras com a superfície de apoio.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Sistemas sensoriais no controle postural e tarefas supra-posturais

A integração entre informações de diversos sistemas sensoriais (i.e., visual, vestibular e somatossensorial) e o sistema postural é necessária para que possamos realizar diversas atividades da vida diária ou mesmo de outra natureza (e.g., esportivas, profissionais, artísticas, etc.) enquanto simultaneamente mantemos diferentes posições corporais, ou até mesmo enquanto ficamos em pé (HORAK; NASHNER; DIENER, 1990; WINTER, 1995). A postura humana é inerentemente instável e exibe oscilações geradas pelas ativações musculares sutis devido a atividades internas relacionadas ao metabolismo (DUARTE; FREITAS, 2010; GURFINKEL et al., 1995; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2003; PETERKA, 2002). A relação intrínseca entre sistema postural, de ação e todos os vínculos funcionais com o sistema nervoso central permite que o homem detecte as características do meio ambiente e todas as suas variações (NASHNER, 1970).

Conhecido como sentido do equilíbrio, o sistema vestibular integra no SNC o movimento e a posição da cabeça por meio de acelerações lineares e angulares, auxiliando na coordenação do movimento dos olhos e da cabeça, e nos ajustes na postura corporal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; WINTER, 1995). O sistema vestibular é composto principalmente pelo labirinto vestibular, onde localizam-se os órgãos otolíticos (utrículo e sáculo) e os canais semicirculares, estruturas importantes para o equilíbrio. Dentro do labirinto vestibular encontram-se as células ciliadas, que recebem energia mecânica promovida pela atividade gravitacional, aceleração da cabeça e transduzem em sinais elétricos para o SNC. Os órgãos otolíticos detectam a força da gravidade, inclinações da cabeça e acelerações lineares; enquanto os canais semicirculares são sensíveis às rotações da cabeça e acelerações angulares (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). A perda da informação vestibular pode acarretar prejuízos ao controle da postura em atividades estáticas ou dinâmicas, como instabilidade, desequilíbrios e quedas (BERNARD-DEMANZE et al, 2015).

O sistema somatossensorial tem estreita relação com o controle da postura. Por ter seus receptores espalhados pelo corpo, é o único sistema distribuído estruturalmente em todas as partes do corpo, e não concentrado em um local específico ou órgão. Além da pele, seus receptores encontram-se também em tendões, articulações, ligamentos e músculos, e respondem a estímulos diferentes, como dor, temperatura, deformação mecânica pelo toque e decorrente da gravidade terrestre impondo gradientes de força no corpo e segmentos durante suas variadas posições (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Tais receptores são sensíveis à deformação mecânica e fornecem informações ao SNC à respeito da posição e velocidade do corpo e segmentos corporais no

espaço, entre eles, em contato com objetos externos e preservam a orientação relativa ao vetor gravitacional (WINTER, 1995). Na presença de déficits de informação sensorial na região dos pés, por exemplo, em neuropatias periféricas, a manutenção do equilíbrio na posição vertical é prejudicada (MEYER; ODDSSON; LUCA, 2004).

Enquanto nos locomovemos por um ambiente, nossos padrões de movimento são continuamente ajustados com base nas informações dos canais sensoriais, como por exemplo, o visual (LEE, 1980). A luz projetada na retina é transformada em sinais elétricos e enviada pelo nervo óptico para ser processada no SNC (KLEINER et al., 2011). Isso permite ao sistema identificar propriedades do meio, como forma e cor, propriedades de um terreno, e construir uma informação à respeito da posição e do movimento do próprio corpo e de objetos em relação ao ambiente (McCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

O papel fundamental da visão à serviço do controle da postura pode ser entendido por meio do paradigma da sala móvel. Quando a sala se movimenta para frente ou para trás, os deslocamentos da imagem projetada na retina provocam uma percepção ilusória de que o corpo está se movimentando e, para compensar esses deslocamentos ilusórios, o corpo oscila em correspondência ao fluxo óptico (KLEINER et al., 2011). Porém, nosso sistema de controle da postura é capaz de “selecionar e diminuir/aumentar a influência de um estímulo sensorial no controle postural” (BARELA et al., 2014)—habilidade conhecida como re-ponderação sensorial—e priorizar outros sistemas sensoriais em situações, por exemplo, de restrição visual. De forma contrária, a influência da visão na diminuição da oscilação pode ser observada em estudos que abordam um contexto de tarefa supra-postural (STOFFREGEN et al., 2000; CHEN et al., 2015)

No dia a dia frequentemente executamos tarefas simultâneas ou tarefas duplas, como por exemplo, ler o jornal enquanto nos mantemos em pé, ou caminhar enquanto carregamos uma bandeja. A junção de uma tarefa postural (manter-se em pé) e uma tarefa não-postural (ler o jornal) requer uma demanda atencional voluntária para atingir o objetivo da tarefa enquanto mantemos a nossa postura (LIMA; NETO; TEIXEIRA, 2010). À essas tarefas damos o nome de “tarefas supra-posturais”.

Riley e colaboradores (1999) relataram que a postura poderia ser investigada como um fim em si, por meio de estudos no qual o participante tem o objetivo de manter a estabilidade postural, e as entradas sensoriais são usadas principalmente para controlar a postura; ou de forma que as ações de controle da postura podem ser organizadas em resposta ao alcance de um objetivo supra-postural. Neste último, o controle postural poderia estar subordinado à uma tarefa supra-postural.

As tarefas supra-posturais dependem do funcionamento de mecanismos posturais reguladores que afetam oscilações posturais de acordo com o objetivo final da tarefa. Assim, para lermos e compreendermos o que está escrito em um jornal enquanto estamos em pé, grandes oscilações do nosso centro de massa podem atrapalhar. Como a instabilidade postural excessiva pode influenciar no desempenho de algumas tarefas supra-posturais, para que as mesmas sejam realizadas de forma eficiente o indivíduo precisa adequar sua movimentação corporal.

Stoffregen et al. (2000) estudou a relação entre o controle postural e uma tarefa supra-postural visual. Ele observou que participantes que olhavam para uma folha de papel buscando letras específicas dentro de um texto elaborado (busca visual), reduziam a magnitude de oscilação corporal mais do que aqueles que somente olhavam uma folha de papel em branco (inspeção visual). Morioka, Hiyamizu e Yagi (2005) compararam o comportamento de indivíduos enquanto 1) seguravam um peso leve em cada uma das mãos, 2) seguravam uma bandeja com o mesmo peso em cima, e 3) seguravam uma bandeja com um copo da água cheio sobre ela. Os resultados indicaram que segurar uma bandeja com um copo cheio d'água diminuiu a magnitude de oscilação corporal mais do que nas demais condições. Isso indica que o componente supra-postural mais exigente nesta tarefa integrou-se ao componente postural, e levou à uma diminuição na oscilação postural (LIMA; NETO; TEIXEIRA, 2010).

Uma das formas de esclarecer estes achados é a hipótese de integração funcional proposta por Stoffregen, na qual a oscilação postural poderia se adaptar a fim de facilitar o desempenho em uma tarefa supra-postural (STOFFREGEN et al., 2000; STOFFREGEN et al., 2006; STOFFREGEN et al., 2007). Porém, como alguns estudos sugerem que o controle da postura requer alterar níveis de atenção (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002), uma das hipóteses era que o controle da postura e as tarefas supra-posturais competiriam por recursos de processamento de informação centrais, já que duas tarefas sendo executadas de forma simultânea poderiam exceder a capacidade total de processamento, e o desempenho em uma delas ou em ambas sairia prejudicado (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Essa hipótese ficou conhecida como hipótese de competição por recursos. De forma oposta, desenvolvida a partir da abordagem ecológica de percepção e ação, a hipótese de integração funcional não defende que o controle da postura e a atividade supra-postural disputam recursos de processamento centrais, mas sim, que a postura pode ser modulada para facilitar o desempenho em uma tarefa supra-postural (STOFFREGEN et al., 2007).

Tarefas duplas que incluem controlar a postura numa determinada posição ao mesmo tempo que uma tarefa supra-postural (e.g., discar um número ou texto no celular) é executada,

geralmente demandam uma priorização de recursos (i.e., atenção direcionada). Em alguns casos, o resultado é uma influência positiva na tarefa supra-postural com concomitante minimização na oscilação do corpo. Em outros casos, quando a instabilidade postural aumenta por algum fator como induzir tarefas com foco atencional interno (e.g., atentar para o próprio dedo durante uma tarefa de toque leve, em McNevin; Wulf, 2002), ou por perdas associadas ao envelhecimento, o contexto destas tarefas demanda direcionar parte dos recursos cognitivos, como a atenção, para a postura e, neste caso, ambas as tarefas postural e supra-postural podem declinar em performance (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002).

Outra explicação complementar à hipótese de integração funcional para as mudanças na oscilação postural durante determinadas tarefas pode ser uma hipótese sensorial (JEKA; LACKNER, 1994). Essa hipótese define que “mudanças na oscilação postural dependem da adição de informações perceptivas” (BATISTELA; OATES; MORAES, 2018, p. 159). Estudos que demonstram a influência de pistas sensoriais no controle da postura serão detalhados a seguir.

2.2 Sistema háptico e seu papel na postura

Dentre os diversos sistemas perceptivos¹ fundamentais para explorar o meio ambiente e detectar informações, inclusive dar suporte funcional ao sistema postural, Gibson aponta um sistema integrado ao de ação: o sistema háptico. Andar sobre as duas pernas liberou nossas mãos para realizarem outros tipos de ações (GIBSON, 1979), como por exemplo, explorar texturas e formas de objetos. O sistema háptico torna possível a detecção dinâmica dos padrões de informação embutidos nestas estruturas, ou seja, é um dos sistemas pelo qual “o indivíduo obtém informações sobre o meio ambiente e seu corpo” (GIBSON, 1966, p. 97). O sistema háptico é um sistema de detecção de informação complementar ao sistema de ação que se manifesta por meio da atividade exploratória. Informações sensoriais derivadas da combinação de entradas cutâneas e cinestésicas ajudam na percepção do corpo e sua movimentação no espaço, e ainda, no controle da postura (LEDERMAN; KLATZKY, 2009).

Durante a busca ativa por informações, o sistema háptico combina de forma dinâmica, informações de mecanorreceptores localizados na superfície (entradas cutâneas) e mecanorreceptores que estão embutidos nos músculos, tendões e articulações (entradas cinestésicas) (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Essas informações são integradas em um processo de ação-percepção que, via comportamento exploratório, capta os padrões de

¹ Sistema de orientação básica, sistema auditivo, sistemas de cheiro e sabor, sistema háptico e sistema visual.

entrada advindos do objeto manuseado ou ligados ao corpo, e transforma esse “toque” em uma informação significativa. Além disso, a exploração háptica implica em trocas entre forças mecânicas do ambiente e o tecido sensitivo (BURTON, 1993). Como as células mecanoreceptoras do sistema háptico são afetadas pela ação mecânica (por exemplo, fricção), a informação háptica é obtida via deformação da pele, fornecendo informações ao perceptor sobre as características do objeto (GIBSON, 1966; MICHAELS; CARELLO, 1981). Dessa forma, a percepção háptica atua por meio de um sistema de padrões de força (por exemplo, torque) multi-escala e multi-orientado que permite que diferentes estruturas com diferentes tensões (i.e., moles ou rígidas) propaguem a informação através das estruturas biológicas do organismo em diferentes níveis (multi-escala), isto é, desde o micro (escala celular) até o macro (sistema como um todo e ambiente externo) (TURVEY; FONSECA, 2014; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Assim, a tensão e compressão contínua e descontínua que ocorre nas células e tecidos (micro) propagam informações que se refletem em nível comportamental (macro). Dessa forma, “a chave para todas as funções do sistema perceptual háptico é a deformação temporária do tecido” (TURVEY; FONSECA, 2014, p. 143).

A influência de pistas hápticas no controle da postura por meio do toque, como fonte de informação sensorial adicional que conecta o indivíduo ao meio, já foi investigada por diversos autores (CLAPP; WING, 1999; HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994; JEKA, 1997; JEKA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1995; KRISHNAMOORTHY; SLIJPER; LATASH, 2002; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001; VUILLERME; NOUGIER, 2003). Estes autores demonstram que o contato direto com superfícies rígidas (CLAPP; WING, 1999; HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994; JEKA, 1997; JEKA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1995; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2000) ou não rígidas (RILEY et al, 1999; VUILLERME; NOUGIER, 2003) tem eficiência como fonte de informação para o indivíduo preservar ou reduzir sua oscilação corporal. O contato indireto por meio de ferramentas, podendo ser elas rígidas (JEKA et al., 1996) ou não-rígidas (CABE, 2011; CABE; HOFMAN, 2012; KINSELLA-SHAW; TURVEY, 1992; MAUERBERG-DECASTRO, 2004) tem a mesma finalidade de reduzir a magnitude de oscilação postural. Estudos que investigam a influência da informação adicional (e.g., tocar levemente uma superfície para referência de orientação espacial) na redução da oscilação postural revelam que o sistema háptico via exploração tátil obtém informação sensorial adicional com o objetivo de melhorar a estabilização da postura.

Jeka e Lackner (1994) e Holden, Ventura e Lackner (1994) deram luz aos primeiros estudos sobre a relação entre sistemas háptico e de controle postural com o paradigma do toque leve. No clássico experimento, participantes posicionam-se numa plataforma de força com os pés na posição tandem (i.e., um na frente do outro) enquanto tocavam uma superfície rígida com o dedo indicador exercendo força inferior a 1 Newton (i.e., toque leve) e depois

com força sem restrição. Os resultados comprovam que a realização do toque leve ($<1\text{N}$) comparada com o toque com força (entre 5 e 8 Newtons) atenua na mesma intensidade a oscilação do indivíduo, e diminui a taxa de oscilação na metade quando comparados com as condições sem o toque. Estes autores atribuem estes resultados à eficiência da informação sensorial para controlar a postura. A redução considerável da taxa de oscilação também foi observada quando o toque foi realizado em superfícies com diferentes texturas (lisa/áspera) (JEKA; LACKNER, 1995), e sob condições de fadiga em superfícies não-rígidas (i.e., cortina) (VUILLERME; NOUGIER, 2003).

Riley et al. (1999) investigaram o contato leve do dedo indicador em uma cortina. Eles descobriram que tocar uma cortina reduziu as oscilações posturais, porém, somente quando os participantes foram orientados a minimizar os movimentos da cortina com seu toque (toque relevante). Para os participantes que acreditavam que tocar a cortina era irrelevante (toque irrelevante), a oscilação manteve-se parecida com as condições sem toque. De acordo com os autores, a adição de uma meta supra-postural (manter intencionalmente a cortina quieta) resultou na diminuição da oscilação para atingir o objetivo da tarefa supra-postural.

O estudo de Riley et al. (1999) influenciou outros autores a investigar a influência do contato leve dos dedos com determinada superfície no controle da postura durante a realização simultânea de uma tarefa supra-postural. Chen et al. (2015) investigou os efeitos do toque leve digital na oscilação postural e na precisão em uma tarefa supra-postural de busca visual para testar duas hipóteses: integração funcional e competições por recursos. Enquanto realizavam uma tarefa de toque leve, os participantes deveriam, em uma das tarefas, somente olhar para uma folha em branco (inspeção visual), enquanto na outra deveriam buscar e contar letras específicas ao longo de algumas linhas de texto (busca visual). Além disso, as condições variaram entre tocar ou não uma superfície. Os resultados demonstraram que durante a execução da tarefa de busca visual, os participantes reduziram a oscilação postural, reforçando a hipótese de integração funcional entre o controle da postura e a tarefa supra-postural. Ainda, esses efeitos foram mais robustos na presença do toque leve, demonstrando que a informação sensorial advinda do toque exerce um importante papel na modulação postural, bem como facilita o desempenho em uma tarefa supra-postural.

Além da influência de uma tarefa supra-postural no controle da postura, esses estudos também demonstram a importância da informação háptica adicional para suplementação ao mecanismo de controle do sistema postural, já que a força empregada ($<1\text{N}$) não é suficiente para oferecer apoio mecânico (JEKA; LACKNER, 1994; HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994). Esses e outros estudos demonstram que enquanto realiza uma tarefa supra-postural, o sistema háptico atua em conjunto com outros sistemas sensoriais para detectar ativamente

alternativas que vão de encontro a demandas de tarefas supra-posturais (ex. voluntariamente orientar o corpo em certas posições ao tentar executar uma tarefa supra-postural).

Diante destes estudos, podemos considerar que a realização de uma tarefa supra-postural implica na redução da oscilação corporal. Se a atividade supra-postural facilita o controle postural, a informação háptica suplementar à postura também pode ter um componente supra-postural em sua estrutura de execução. Dessa forma, a integração entre sistema postural e háptico pode auxiliar no controle da postura e refletir seus efeitos de estabilização enquanto coordena uma tarefa supra-postural embutida na tarefa de ancoragem (e.g., manter um ritmo constante de movimentos das mãos ao realizar uma tarefa de ancoragem).

2.3 Um sistema de ancoragem háptica no controle da postura

Com base na premissa de que a informação háptica através do contato direto ou indireto com superfícies tem o potencial de suplementar o sistema de controle da postura, Mauerberg-deCastro (2004) desenvolveu um sistema de ancoragem háptica ao qual foi dado o nome de “sistema âncora”. Neste sistema, na extremidade distal, uma carga leve (que pode ser de massas variadas) é anexada à uma haste ou cabo flexível. Em um modelo tradicional, as cargas devem estar sempre em contato com o solo. Enquanto realiza determinada tarefa postural, o indivíduo segura os cabos esticados das âncoras ao lado do seu corpo, sem tirá-las do chão. Estudos realizados nos últimos anos obtiveram resultados positivos do sistema de ancoragem no controle da postura em populações e tarefas distintas (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MAUERBERG-DECASTRO, 2004; DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBERG-DECASTRO et al, 2010; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; COSTA, 2015; MELO, 2011; PÉRICO et al., 2013).

No primeiro experimento com o sistema âncora, Mauerberg-deCastro (2004) testou o uso de um par de âncoras durante uma tarefa unipodal em pé, por 30 segundos. A comparação com uma condição sem âncora demonstrou que usar as âncoras reduziu consideravelmente a oscilação postural dos participantes, independente das massas das cargas anexas (isto é, 1000 g, 500 g, 250 g e 125 g). Devido aos níveis de estabilização terem sido parecidos para as cargas com variadas massas, isso comprova que os participantes calibraram sua força de tração em níveis apenas necessários para fornecer ao sistema informações cruciais para manter a postura.

Num outro estudo, Mauerberg-deCastro e colaboradores (2012) testaram o sistema âncora com deficientes intelectuais a fim de investigar se o uso do sistema âncora requeria ou não complexidade de processamento intelectual, além de sua eficiência em populações

com déficit de equilíbrio. Os participantes permaneceram em pé sobre uma trave de equilíbrio e foram testados em diferentes alturas (10 e 20 cm), com e sem o sistema âncora. Os resultados demonstraram que indivíduos com deficiência intelectual obtiveram sucesso em utilizar as informações extraídas via sistema âncora para melhorar sua estabilidade.

Costa (2015) testou o uso do sistema âncora com paralisados cerebrais (PC) a fim de analisar se indivíduos com PC utilizariam a informação háptica advinda do sistema âncora durante tarefas de controle postural mesmo com o input neuromotor prejudicado (i.e., presença de rigidez, espasticidade alterando o tônus postural, especialmente para a mobilidade e tarefas de precisão manual). Os participantes foram solicitados a ficar em pé, posição natural, sobre uma plataforma de força e a realizar tarefas com e sem o uso do sistema âncora, com e sem o uso da visão (manipulação de entrada sensorial), com e sem o uso de uma placa de espuma sobre a plataforma de força (aumentar dificuldade da tarefa e causar mais instabilidade). Os resultados comprovaram que, apesar das condições neuromotoras adversas da PC, os participantes com PC puderam usar de forma eficiente a informação háptica adquirida via exploração com sistema âncora, principalmente nas situações mais desafiadoras.

Diversos estudos investigaram a influência do sistema âncora em idosos (DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBERG-DECASTRO; MAGRE, 2016; SANTOS et al., 2015; COSTA et al., 2018; COSTA et al., 2015). A fim de analisar a influência da suplementação háptica via sistema âncora durante tarefas desafiadoras, Mauerberg-deCastro e Magre (2016) convidaram jovens e idosos a participar de tarefas que incluíam restrição da visão, restrição da posição dos pés (pés em tandem), manipulação da superfície de suporte (espuma sobre a plataforma) e uso ou não do sistema âncora. Seus resultados demonstraram que idosos conseguiram aproveitar a informação por meio da exploração para diminuir em até 50% os índices de oscilação postural em tarefas vendados, na posição tandem sobre a espuma.

Batistela, Oates e Moraes (2018) investigaram a influência da informação háptica nas tarefas de toque leve e ancoragem em idosos caídores e não caídores, enquanto realizavam uma tarefa cognitiva-visual (tarefa supra-postural). Seus resultados demonstram que todos os participantes reduziram a oscilação postural por meio do toque leve e do sistema âncora, o que demonstra a importância da informação háptica para ambos os grupos controlarem a postura. Ainda, reduções na oscilação postural foram encontradas durante a execução simultânea da tarefa cognitiva-visual, mas somente na variável amplitude média de oscilação e para as condições sem toque e com o sistema âncora. Uma possível explicação para esses resultados é que o toque leve já havia reduzido a oscilação postural à níveis de solo, e quando ouve a adição da tarefa supra-postural o sistema postural não seria capaz de reduzir ainda mais a oscilação.

Nesses e outros estudos, comprovamos que quando o sistema postural está perturbado, seja por fatores orgânicos ou da tarefa, a consequência é a dificuldade no controle da postura via integração entre sistemas sensoriais e de controle motor gerando riscos de quedas ou dificuldades em atingir o objetivo de determinada tarefa. Assim, utilizar estratégias de exploração háptica por meio do uso de ferramentas que auxiliem no equilíbrio postural simultaneamente à execução de outras tarefas motoras amplia a perspectiva de aplicações com grupos com déficits de equilíbrio (e.g., idosos, deficientes).

O sistema âncora permite que o indivíduo explore o ambiente de forma dinâmica. Isso porque enquanto segura as hastes da âncora, o indivíduo pode usar os graus de liberdade disponíveis de segmentos e articulações corporais (dedos, punho, cotovelo, ombro) para adquirir, por meio da percepção háptica, informações acerca do seu corpo em relação ao ambiente, e assim, ajustar a sua postura (MORAES et al., 2018). O controle da tensão e afrouxamento dos cabos, além da resistência da massa, retroalimenta o sistema exploratório de forma que o organismo é capaz de “diferenciar entre mudanças na tensão causada pela atividade exploratória e mudanças na posição do corpo” (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014, p. 303).

Ao detectar mudanças na posição do corpo, o sistema âncora torna-se um referencial para a orientação, pois auxilia na detecção do layout do ambiente. Como o sistema âncora expande as possibilidades de exploração do ambiente adjacente, o indivíduo pode usar a informação háptica como “telemodalidade perceptual” (CABE, 2011). O sistema háptico pode funcionar como uma telemodalidade pois permite a percepção espacial distal, mesmo quando não existe contato direto com a superfície de referência ao sistema de orientação postural.

Cabe dedicou seus estudos ao entendimento do sistema háptico como telemodalidade perceptual (CABE, 2011; CABE; HOFMAN, 2012; CABE, 2013). As cordas mantidas sob tensão por um indivíduo, enquanto ancorado, fornecem informações para a percepção do layout espacial adjacente nas extremidades distais das cordas (i.e., cargas), mesmo que não estejam em contato com uma superfície de suporte (i.e., solo). Assim como a luz e o som são meios para a percepção visual e auditiva, para a percepção háptica a corda é um “meio para relações informativas de força entre o ambiente e o indivíduo” (CABE, 2011, p. 1508). Da mesma forma, as relações físicas e mecânicas ocorridas entre a extremidade distal da corda (com cargas) em contato com o solo e o indivíduo no sistema âncora, fornecem informações via tensão a respeito do layout do ambiente distal. Assim, o sistema âncora e sua propriedade de telemodalidade fornecem informação a respeito da posição do indivíduo em relação ao ambiente resultando no aumento da estabilidade postural (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014).

Com o objetivo de investigar a influência da imprevisibilidade da informação háptica na estabilidade do indivíduo (i.e., quando as âncoras não estão em contato com o solo), Périco et al. (2013) analisou um contexto de ancoragem háptica através do manejo da guia durante a condução de um cão. A imprevisibilidade teve origem na porção distal da âncora que, neste caso, caracterizou-se pela resistência do cão em movimento que, por sua vez, foi transmitida pela guia (i.e., o cabo de ancoragem). Os participantes atravessaram uma trave de equilíbrio—vendados ou não—com ou sem a condução de um cão. A condução era feita por meio de uma guia (coleira), e o cão caminhava ao lado da trave de equilíbrio. Neste caso era possível que a movimentação do cão ao caminhar atrapalhasse o indivíduo em extrair as informações necessárias para manter o equilíbrio. Porém, os resultados da análise das variáveis da marcha demonstram um melhor desempenho do grupo ao atravessar a trave quando o participante tinha o auxílio do cão, principalmente nas condições vendado. Resultados similares foram encontrados por Mauerberg-deCastro et al (2013a) em um contexto de ancoragem durante a condução de um cão numa esteira rolante, indicando que os indivíduos controlaram melhor o equilíbrio quando vendados do que quando utilizaram a visão. Uma explicação para esse resultado é que o andar do cão (que gera movimentos dinâmicos) contribuiu para “a orientação postural do manipulador somente quando os desafios foram suficientes para deteriorar significativamente o comportamento postural durante a privação de visão” (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014, p. 308).

A exploração e a detecção da informação háptica proveniente do uso da guia num contexto de tarefa imprevisível (i.e., movimentação do cão), contribuiu na melhora da estabilidade locomotora. O sistema háptico, por meio da ancoragem, ilustra a integração entre organismo e ambiente (solo), e também entre dois organismos biológicos (homem e cachorro). A ancoragem (neste caso, representada pela guia) mediou a integração entre esses dois organismos por meio da informação háptica. Esses resultados evidenciam que mesmo em um contexto de perturbação (gerado pelo andar do cão), e sem contato direto com o solo, o sistema âncora foi capaz de fornecer informação háptica adicional suficiente para auxiliar o indivíduo no reajuste da postura. Ainda, o controle do cão por meio da guia (i.e., ancoragem) é uma tarefa supra-postural que reflete um fenômeno de ancoragem. É possível que, para controlar o cão, a oscilação postural do indivíduo precisasse ser minimizada (MAURBERG-DECASTRO et al., 2014).

Alterando o modelo tradicional de ancoragem com cargas em contato com o solo, Iasi (2018) investigou a eficiência da ancoragem háptica realizada no próprio corpo em pontos de contatos distintos (i.e., cintura escapular, cintura, joelho e tornozelo). Ainda, foi realizada uma condição sem ancoragem e outra com ancoragem tradicional (i.e., cargas repousando no chão). Todas as condições de ancoragem no corpo apesar de reduzirem a oscilação postural

comparadas à condição sem ancoragem, não reduziram a oscilação tanto quanto ocorreu na forma tradicional (i.e., cargas tocando o solo). A eficiência, embora parcial, da ancoragem nos vários pontos de contato corporal, de acordo com a autora, deve-se ao fato do sistema de controle postural reduzir as oscilações do corpo para realizar a tarefa de ancoragem, o que a caracteriza como um contexto supra-postural (IASI, 2018). Ainda, como o corpo sofre oscilações devido à fatores intrínsecos e extrínsecos à ele, pode ser que tais perturbações tenham parcialmente competido com o fenômeno de ancoragem. A melhora da oscilação postural no próprio corpo comparada com as condições sem ancoragem indica que a “referência advinda da tração das cordas em cada ponto de contato corporal foi, em parte, capaz de produzir respostas informativas para a redução da oscilação postural” (IASI, 2018).

Como já foi comprovado que o uso do sistema âncora em uma das mãos também pode reduzir os níveis de oscilação postural (MAUERBERG-DECASTRO; MAGRE, 2014; SANTOS et al., 2015), usar esse sistema para nos ancorarmos enquanto realizamos outra tarefa pode proporcionar maior independência para populações que apresentam déficit no equilíbrio. Para os seres humanos estabilizar a postura é fundamental, pois ela é um princípio básico para a realização de várias tarefas, e déficits no equilíbrio provocados pelo processo de envelhecimento, por exemplo, podem dificultar a realização de tarefas simultâneas que são comuns nas atividades da vida diária.

No presente estudo, manipulamos componentes presentes em uma tarefa de ancoragem háptica. Componentes da tarefa são aqui caracterizados como as manipulações experimentais, ou restrições, feitas no contexto da tarefa de ancoragem que em si é considerada supra-postural. Um dos componentes manipulados será a carga anexa ao sistema âncora tal como no modelo tradicionalmente desenvolvido por Mauerberg-deCastro (2004). Hipotetizamos que a retirada de um componente do sistema âncora não proporcionará o mesmo efeito no controle da postura pois violaria o mecanismo de ancoragem. Ou, ao contrário, somente segurar cabos sem cargas e manter os braços na posição pré-estabelecida contém elementos supra-posturais que se refletem em um eficiente controle da postura? É possível que o foco atencional nos cabos de um sistema âncora parcial seja suficiente para atenuar a oscilação postural.

Um segundo componente da tarefa manipulado foi o contato do sistema âncora (com carga ou sem carga) com o solo. Se neste contexto a característica supra-postural da tarefa de ancoragem for preservada, o indivíduo poderia ser capaz de controlar a postura mesmo realizando a ancoragem de forma suspensa. De um lado, a própria oscilação corporal do indivíduo pode transferir efeitos perturbadores aos cabos e cargas do sistema âncora tornando impossível diminuir as oscilações do mesmo. De outro, esta possibilidade pode

incrementar a necessidade de estabilizar o corpo como um todo para prevenir estas potenciais perturbações.

Por fim, um terceiro componente manipulado na tarefa de ancoragem foi a movimentação rítmica de sobe e desce das âncoras em direção ao solo. O movimento de sobe e desce interrompe momentaneamente o contato das cargas da âncora com o solo. Neste caso, a referência distal para a ancoragem seria abolida quando as cargas anexas às âncoras estiverem suspensas ao solo. A falta de referência sobre a superfície de apoio, tipicamente suplementada pelo contato das cargas das âncoras, pode levar ao aumento da oscilação postural e restringir a possibilidade de sucesso da tarefa supra-postural. Neste contexto de ancoragem dinâmica (i.e., sobe e desce das âncoras), a rítmica movimentação das âncoras acarretaria no aumento da oscilação da postura. Por outro lado, preservar o ritmo de subir e descer as cargas de âncora no tempo certo poderia caracterizar uma demanda supra-postural suficiente para reduzir a oscilação decorrente do contexto da tarefa postural (i.e., pés em tandem e olhos vendados). Nossa predição é de que o componente supra-postural de produzir uma movimentação rítmica concomitante à execução da tarefa postural é suficiente para estabilizar o corpo tanto quanto no contexto de ancoragem estática e, portanto, mostra melhor resultado em contraste com uma situação de tarefa sem o sistema âncora.

Ancorar-se hapticamente com uma mão e realizar uma tarefa supra-postural adicional com a outra (e.g., levantar e abaixar uma corda) durante a execução de tarefas de equilíbrio em uma plataforma de força pode revelar detalhes do processo adaptativo em múltiplos e simultâneos componentes de tarefas supra-posturais subordinadas ao ciclo ação-percepção. Ainda, testar efeitos de instantes de contato da carga distal da âncora com o solo pode refletir o papel de referência espacial, não presente na ancoragem livre.

Nossa predição é que um indivíduo, enquanto ancora-se com uma mão (i.e., tarefa postural) e simultaneamente com a outra realiza uma tarefa supra-postural adicional, pode preservar níveis de estabilização postural tal como durante uma ancoragem com cargas, porém com desempenho também superior à uma condição sem ancoragem. Condições de ancoragem sem cargas (corda solta, sem cargas anexas) reduzem naturalmente as referências de forças atuando na ferramenta (e.g., força gravitacional, energia cinética e inércia, e energia potencial) o que diminuiria seu potencial enquanto componente de tarefa supra-postural na redução na oscilação do corpo.

3 OBJETIVO GERAL

O objetivo desse estudo é analisar se tarefas de ancoragem háptica contêm componentes supra-posturais que afetam os níveis de oscilação corporal em tarefas de equilíbrio.

3.1 Objetivos específicos

Investigar o efeito da ausência de cargas das âncoras sobre a oscilação postural e se seus efeitos diferem da ancoragem com cargas.

Investigar se a suspensão das cargas da âncora (ou seja, sem o contato constante com o solo) é um componente de tarefa supra-postural que afeta o controle da postura, e se seus efeitos diferem da ancoragem com cargas em contato com o solo.

Investigar se o toque momentâneo da carga da âncora com o solo (ou seja, movimentos rítmicos elevando e abaixando as cargas das âncoras do contato com o solo) é um componente de tarefa supra-postural que afeta o controle da postura em comparação com uma ancoragem estática.

Investigar se um contexto de ancoragem mista com a simultânea execução entre a ancoragem estática com apenas uma das mãos (ou seja, uma mão mantém a carga da âncora em contato constante com o solo) e a ancoragem dinâmica com a outra (ou seja, uma mão movimenta ritmicamente elevando a carga da âncora do contato com o solo) é um componente de tarefa supra-postural que afeta o controle da postura.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Participantes

O estudo foi realizado no Laboratório de Ação e Percepção (LAP), localizado no Instituto de Biociências do campus de Rio Claro. A amostra do estudo foi composta por 15 participantes, jovens e adultos (8 homens e 7 mulheres) (Quadro 1), que se enquadraram dentro dos critérios de inclusão da pesquisa. Os participantes estiveram de acordo com as atividades descritas no termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A) elaborado especificamente para este estudo e encaminhado para o comitê de ética local, e obteve parecer favorável (ANEXO A). O participante respondeu um questionário demográfico adaptado por nós (Questionário de Avaliação Demográfica e Estado Físico e de Saúde – APÊNDICE B) a fim de especular possíveis interferências no equilíbrio postural dos participantes no momento da tarefa.

Quadro 1. Dados dos participantes.

Participa ntes	Sexo	Idade	Estatura (m)	Massa (kg)	Dominân cia (mão)	1ª sessão	2ª sessão
A. F.	F	24	1,68	70	D	Sem carga	Com carga
A. K.	F	18	1,60	55,4	D	Com carga	Sem carga
A. P.	M	42	1,74	88	D	Sem carga	Com carga
B. A.	F	18	1,69	68	D	Com carga	Sem carga
D. A.	M	31	1,75	75	D	Com carga	Sem carga
D. D.	M	30	1,70	70	D	Sem carga	Com carga
F. M.	M	21	1,69	72	D	Sem carga	Com carga
G. S.	F	21	1,51	47,9	D	Sem carga	Com carga
G. G.	M	30	1,69	73	D	Com carga	Sem carga
J. C.	M	27	1,69	73	D	Com carga	Sem carga
L. A.	M	18	1,63	60	D	Sem carga	Com carga
L. B.	M	28	1,74	75	D	Sem carga	Com carga
M. V.	F	23	1,69	61,3	D	Sem carga	Com carga
R. L.	F	42	1,62	53,5	D	Com carga	Sem carga
S. Q.	F	29	1,61	64	D	Com carga	Sem carga
Média	-	26,80	1,67	67,07	-	-	-
Desvio padrão	-	7,69	0,06	10,20	-	-	-

4.1.1 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão do estudo foram a) não apresentar nenhum tipo de acometimento neurológico, motor ou de outras ordens; b) calçar até 39/40²; e c) assinar o termo de consentimento livre e esclarecido elaborado especialmente para o estudo.

4.1.2 Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão do estudo foram a) não conseguir realizar a tarefa postural de forma independente, sem o auxílio do pesquisador auxiliar; e b) não respeitar o tempo máximo para realização da 2ª sessão de coleta.

Cinco participantes tiveram seus dados excluídos neste estudo. Um dos participantes não conseguia realizar a tarefa com os pés em tandem de forma independente, tendo diversos desequilíbrios ao longo da tentativa. Estes desequilíbrios acarretavam em mudança na posição dos pés e/ou retirada dos pés da plataforma de força. Todos os procedimentos éticos foram seguidos, sendo que o participante não foi impedido de participar do estudo. Porém, para as análises, seus dados não foram utilizados. Os outros quatro participantes foram excluídos porque assumimos o critério de excluir os participantes que obtivessem, na variável comprimento total do COP, um valor maior de oscilação na condição de ancoragem com carga, no solo, estática, do que na condição sem âncora. Esta decisão foi baseada na premissa de que o participante, neste caso, não estava suficientemente concentrado na tarefa de ancoragem ou mesmo motivado para participar, ou ainda, que adotou estratégias de movimentação corporal intencional para manter a tarefa de ancoragem, o que violaria o critério da tarefa postural em tandem, na qual o participante foi instruído manter-se o mais estável ou quieto possível enquanto realizava a tarefa de ancoragem.

4.2 Instrumentos e materiais

A fim de obter os dados das variáveis de controle postural dos participantes, foi utilizada uma plataforma de força modelo AMTI, AccuGait System, com dimensão de 50 cm de comprimento x 50 cm de largura x 5 cm de altura. Os dados foram coletados a uma frequência de 120 Hz. Um computador foi utilizado para a captura dos dados da plataforma de força através do *software Balance Clinic*. A análise dos dados da plataforma de força foi feita por meio do *software* MATLAB versão 7.10.0, e a análise estatística foi realizada por meio do *software* SPSS Statistics 17.0.

A ferramenta denominada “sistema âncora” é composta por dois cabos flexíveis (cordas de nylon) anexos a uma carga (i.e., um saquinho com areia dentro) com

² O limite no tamanho do pé dos participantes foi restrito por causa do tamanho da plataforma (50 x 50 cm). Assim, pessoas que calçam até 39/40 conseguiam manter seus pés totalmente dentro da plataforma quando na posição em tandem (um pé na frente do outro).

aproximadamente 500 gramas³ cada (Figura 1a). Além do sistema âncora com cargas anexas utilizado na sessão de ancoragem com carga, utilizamos também na sessão de ancoragem sem cargas os cabos de nylon livres (i.e., sem cargas anexas à ele) (Figura 1b).

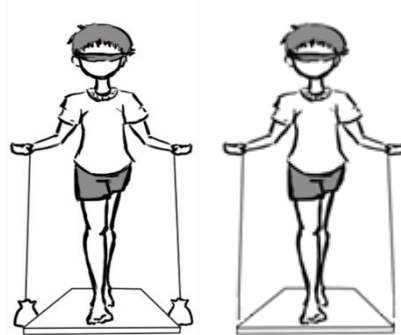


Figura 1. Representação dos materiais de coleta na a) sessão de ancoragem com cargas e b) sessão de ancoragem sem cargas.

Para a sessão de ancoragem com carga foram utilizados dois pares de âncoras: um com cabos maiores (para as condições que as cargas tocavam o solo) e um com cabos menores (para as condições suspensas, sem contato com o solo). A diferença no tamanho dos cabos foi para evitar que pedaços de corda sobrassem na mão do participante e atrapalhassem no momento da movimentação das âncoras. Para a sessão de ancoragem sem carga também foram utilizados dois pares de cabos, também com cabos maiores e menores, pelo mesmo motivo da sessão de ancoragem com carga. Cada sessão tinha seus próprios pares de cabos.

Fita crepe foi utilizada para marcar exatamente o local em que o participante seguraria em cada corda, e marcações de mão esquerda e direita foram feitas a caneta. Além disso, a área de posição dos pés do participante também foi marcada na plataforma de força.

Para a coordenação da movimentação da âncora, utilizamos um metrônomo digital Korg, modelo MA-1 (Figura 2), que foi ajustado a 55 BPM (batimentos por minuto). Essa frequência foi escolhida por meio de um estudo piloto realizado previamente ao início das coletas deste estudo, no qual foram testadas diferentes frequências (60, 55, 50 e 45 BPM). Foi escolhida a frequência que melhor permitia que o participante realizasse a movimentação com os cabos, sem precisar realizar uma movimentação excessiva ou muito rápida dos braços, o que influenciaria nos valores de oscilação das variáveis do COP.

³ A carga de 500 gramas foi escolhida devido ao barulho que a mesma fazia ao tocar o solo, o que auxiliava o participante a marcar o ritmo da movimentação. Cargas mais leves não proporcionavam o mesmo som.



Figura 2. Metrônomo digital Korg, modelo MA-1.

Para a restrição da visão, os participantes utilizaram um óculos (Figura 3) que obstrui totalmente a visão e impede qualquer entrada de luz, proporcionando oclusão visual do participante.



Figura 3. Óculos de obstrução da visão.

4.3 Procedimento

4.3.1 Tarefa postural

O participante foi instruído a manter-se o mais quieto possível ao longo da tarefa postural. Para realizar a tarefa postural o participante foi vendado e orientado a manter-se em pé sobre uma plataforma de força com os pés na posição tandem (i.e., um pé na frente do outro), descalço, durante 30 segundos (Figura 4).



Figura 4. Representação da posição do participante na tarefa postural.

Enquanto mantinha-se em pé, o participante realizava tarefas com os sistemas de ancoragem (com carga ou sem carga), podendo ser elas estáticas ou dinâmicas, tocando o solo ou suspensas. Nas tarefas estáticas os sistemas de ancoragem deveriam ser mantidos parados, e de acordo com a condição, tocando ou não o solo. Nas tarefas dinâmicas, de acordo com o ritmo de um metrônomo ajustado a 55 BPM, o participante levantou e abaixou o sistema de ancoragem (com cargas ou sem cargas) num movimento de sobe e desce em direção ao solo, podendo ou não tocar o chão, de acordo com a condição a ser realizada. Em nenhum momento o participante foi informado que a tarefa de ancoragem lhe proporcionaria melhor orientação ou estabilidade na tarefa postural.

4.3.2 Sessões experimentais de ancoragem

A coleta de dados foi realizada em duas sessões experimentais, em dias distintos. A uma sessão foi dada o nome de “sessão de ancoragem com carga”. Escolhemos esta terminologia pois nesta sessão todas as condições foram realizadas com cargas anexas aos cabos de nylon. A outra sessão foi chamada de “sessão de ancoragem sem carga”, pois nesta sessão não foram utilizadas cargas anexas aos cabos de nylon, somente os cabos livres. Como as tarefas com carga e sem carga são tarefas distintas entre si, a separação em duas sessões foi com o intuito de que uma tarefa não influenciasse no desempenho da outra, além de evitar uma sessão de coleta extensa e cansativa para o participante.

Apesar da separação em dois dias, em ambas as sessões de ancoragem as condições de tarefa realizadas pelo participante foram as mesmas (inclusive a mesma quantidade), variando somente o instrumento de ancoragem (com ou sem cargas anexas). O intervalo de tempo entre a primeira e a segunda sessão teve no máximo 7 dias. Em cada sessão foram realizadas 12 condições experimentais com duas tentativas cada. Foram realizadas duas pausas obrigatórias entre as condições, a fim de minimizar efeitos de fadiga; e o participante

pôde solicitar a qualquer momento períodos de descanso além dos já estipulados pelo pesquisador. As condições foram randomizadas em cada uma das sessões. A primeira sessão teve em média duração de 1 hora e 30 minutos, enquanto a segunda sessão teve duração média de 40 minutos. A ordem de participação em cada uma das sessões foi controlada (metade iniciou com ancoragem com carga, e a outra metade com ancoragem sem carga) a fim de evitar qualquer tipo de interferências nos dados.

O participante foi supervisionado sempre por um dos pesquisadores, treinado devidamente para o auxílio na tarefa, e que ficou posicionado à frente do participante. O auxílio teve o objetivo de prevenir situações de quedas por desequilíbrios ou desconforto devido à privação da visão ou à posição dos pés requerida na plataforma de força.

4.3.3 Preparação para a tarefa

Antes do início da tarefa o participante leu e assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e preencheu o Questionário de Avaliação Demográfica e Estado Físico e de Saúde. Ainda, previamente ao início da tarefa, além das explicações pertinentes, nós permitimos ao participante realizar um breve treinamento a fim de familiarizar o mesmo com a demanda da tarefa e os sistemas de ancoragem que foram utilizados (com e sem carga).

No treinamento, primeiramente os participantes tomavam conhecimento da posição que seus pés deveriam ficar na plataforma. Como utilizamos a posição tandem dos pés (i.e., um pé na frente do outro), os participantes foram orientados a decidir qual dos pés seria posicionado atrás. O pé escolhido pelo participante como preferido para ficar atrás manteve-se em todas as condições. Feita a escolha, o participante foi orientado a subir no centro da plataforma para que a posição dos seus pés em tandem fosse delineada na plataforma de força, a fim que os participantes estivessem na mesma posição durante toda a coleta (Figura 5).

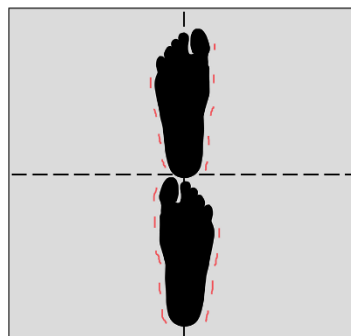


Figura 5. Representação do delineamento da posição dos pés na plataforma de força.

Em seguida, foi explicado ao participante como seria realizada cada uma das condições, e demonstrado em detalhes cada uma delas pelo pesquisador. Primeiramente o pesquisador explicava como deveria ser realizada as condições estáticas (sem

movimentação). Uma informação imprescindível ao participante era que na ancoragem com cargas, o participante deveria manter a corda do sistema âncora estendida, e nunca frouxa. Depois, o pesquisador dava início as explicações das condições dinâmicas. Após mostrar cada uma das condições dinâmicas, o pesquisador mostrava ao participante que o mesmo não deveria realizar movimentações exageradas do braço, e explicava as implicações que isso poderia acarretar na performance da tarefa. Além disso, o pesquisador deixava claro que o participante deveria atentar-se para a forma como estava realizando a movimentação neste primeiro dia de coleta, e que deveria reproduzir exatamente a mesma movimentação no segundo dia. O mesmo era demonstrado e testado para as condições suspensas, tanto com carga como sem carga. Nestas condições, o participante foi informado que as cargas ou os cabos sem cargas poderiam se mexer ao longo da condição devido à movimentação dos braços, mas que ele deveria continuar realizando a tarefa, mantendo-se quieto. O metrônomo também era ligado e o pesquisador mostrava exatamente em que momento o participante deveria realizar o contato da ferramenta de ancoragem no solo. Ainda, o pesquisador deixava claro ao participante que mesmo que ele saísse fora do ritmo, ele deveria continuar normalmente a tarefa até conseguir sincronizar novamente.

Logo após a demonstração e explicações do pesquisador, o participante posicionou-se na plataforma e testou todas as condições experimentais, primeiro utilizando a visão e olhando como estava realizando as condições, e depois sem o uso da visão. Após vivenciar a movimentação de todas as condições (estáticas e dinâmicas), o pesquisador posicionou os braços do participante na posição ideal para realizar a tarefa (i.e., braços na região do quadril, semi-flexionados), e então, colocou uma marca com fita em cada um dos cabos para que o participante segurasse sobre a mesma. As marcas tinham o intuito que o participante segurasse sempre no mesmo lugar em todas as condições. Ainda, foi marcado à caneta em cada uma das fitas a mão que correspondia cada um dos cabos (esquerda ou direita). Após a marcação, o participante experimentou novamente cada uma das condições para termos certeza de que a marcação havia sido feita no local correto da corda.

Por fim, foi reforçado ao participante que o seu objetivo principal naquele estudo era manter-se o mais quieto possível sobre a plataforma de força, independentemente de estar ou não realizando as movimentações com os braços.

4.3.4 Condições experimentais

Nas condições com contato com o solo, o participante realizou o contato no mesmo instante em que ouvia o bip do metrônomo, mantendo o ritmo de subida e descida sincronizado com o mesmo. Na sessão de ancoragem com cargas, as cargas anexas eram utilizadas para marcar a sincronia com o metrônomo por meio do som que faziam ao tocar o

solo. Já na sessão de ancoragem sem cargas, a percepção do participante do contato da corda com o solo é que marcava este ritmo.

As condições de ancoragem suspensa foram realizadas utilizando os cabos de nylon com e sem cargas anexas em suas extremidades, porém, ambas suspensas do chão. A altura da suspensão nestas tarefas com e sem cargas foi determinada antecipadamente entre o tornozelo e a metade da altura da perna (~10-15 cm). Mesmo nas condições em suspensão, o participante continuou seguindo o ritmo do metrônomo, e como não havia contato com o solo, faziam a marcação do bip do metrônomo “no ar”, como se estivesse tocando o chão. As condições de ancoragem suspensa replicaram as mesmas condições de ancoragem com contato com o solo (estáticas e dinâmicas). Em todas as condições, o sistema de ancoragem (com ou sem cargas) era posicionado ao lado da plataforma de força, sendo que nas condições suspensas o participante era orientado a permanecer na mesma posição.

A primeira condição de cada sessão foi sempre realizada a fim de verificar a oscilação típica do participante (*quiet stance*), na qual o participante foi posicionado sobre a plataforma de força, com os pés paralelos, olhando para frente. As demais condições foram sempre realizadas com os pés em tandem. A segunda condição, uma condição de controle das tarefas experimentais (sem ancoragem), foi usada para verificar a oscilação do participante, vendado, com os pés na posição tandem. A ordem das demais condições foi sempre randomizada. As condições experimentais do estudo estão resumidas no Quadro 2.

Quadro 2. Resumo das condições experimentais do estudo. A sessão de ancoragem com carga é composta pelas tarefas com cargas anexas, enquanto a sessão de ancoragem sem carga é composta pelas tarefas com corda livre, ou seja, sem cargas anexas.

<u>SESSÃO DE ANCORAGEM COM CARGA</u>		<u>SESSÃO DE ANCORAGEM SEM CARGA</u>	
<i>Quiet stance</i> (pés paralelos)		<i>Quiet stance</i> (pés paralelos)	
Sem ancoragem (pés em tandem)		Sem ancoragem (pés em tandem)	
<u>Tocando no solo</u>	<u>Suspensa</u>	<u>Tocando no solo</u>	<u>Suspensa</u>
Ancoragem estática	Ancoragem estática	Ancoragem estática	Ancoragem estática
Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica
em fase	em fase	em fase	em fase
Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica	Ancoragem dinâmica
fora de fase	fora de fase	fora de fase	fora de fase
Ancoragem mista	Ancoragem mista	Ancoragem mista	Ancoragem mista
dominante	dominante	dominante	dominante
Ancoragem mista	Ancoragem mista	Ancoragem mista	Ancoragem mista
não dominante	não dominante	não dominante	não dominante

4.3.4.1 Ancoragem estática

Concedemos a definição de *ancoragem estática* à tarefa realizada parada, com ou sem cargas anexas, independente do contato ou não com o solo. A tarefa foi realizada com ambas as mãos, sem nenhum tipo de movimentação do sistema âncora. Quando tocando no solo, o participante foi orientado a manter a corda de nylon sempre estendida, e a carga/corda não poderia ser levantada do chão (Figura 6a e 6b). Quando suspensa, com ou sem cargas, a tarefa foi realizada sem contato com o solo, sendo que o participante deveria manter a carga/corda suspensa e imóvel (Figura 6c e 6d). Antes do início da tarefa, o experimentador parava qualquer movimentação dos cabos.



Figura 6. Representação das condições de ancoragem. Da esquerda para a direita, a) ancoragem com carga, estática, com contato com o solo; b) ancoragem sem carga, estática, com contato com o solo; c) ancoragem com carga, estática, suspensa; e d) ancoragem sem carga, estática, suspensa.

4.3.4.2 Ancoragem dinâmica em fase e fora de fase

Definimos como *ancoragem dinâmica* a tarefa que requer utilizar o sistema âncora pelas duas mãos de forma ativa, ou seja, com movimentação de sobe e desce das cargas/cabos sob a cadência do metrônomo.

Na condição “em fase” o participante realizou a movimentação com as duas mãos simultaneamente. O participante levantou e abaixou juntas as cargas/cabos no ritmo do metrônomo, sendo que elas deveriam encostar no solo sempre ao som do bip (Figuras 7 e 8).

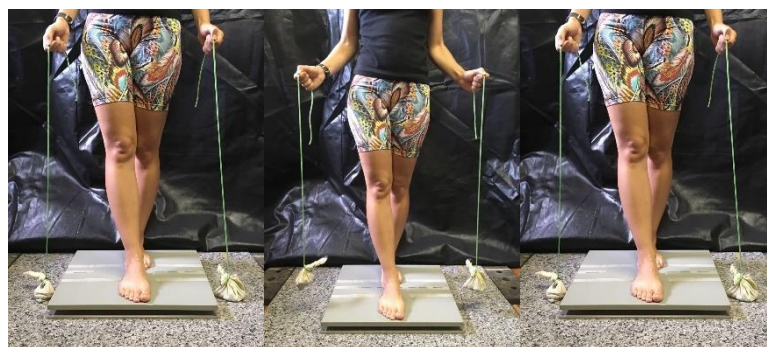


Figura 7. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com cargas.



Figura 8. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem cargas.

Quando a movimentação era suspensa, o participante realizou o mesmo movimento ao ritmo do metrônomo, porém, fazendo a marcação junto ao bip “no ar” (Figuras 9 e 10).

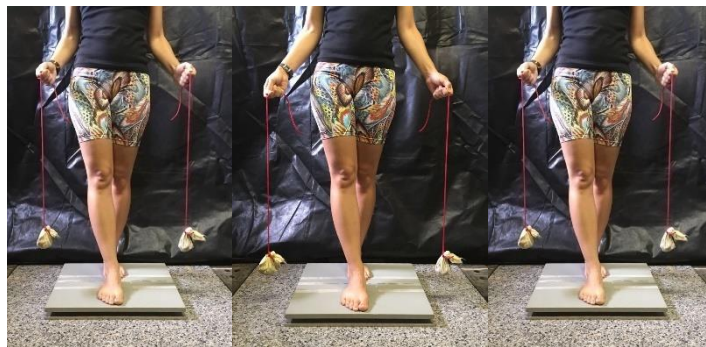


Figura 9. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, suspenso, na sessão de ancoragem com cargas.



Figura 10. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica em fase, suspenso, na sessão de sem cargas.

Na condição “fora de fase” o participante realizou a movimentação com as duas mãos em movimentos opostos, ou seja, enquanto uma mão estava subindo, a outra estava descendo. Quando com contato com o solo, a mão que estava descendo marcou no solo ao

som do bip, enquanto a mão que estava subindo marcou “no ar” ao som do bip. (Figuras 11 e 12).



Figura 11. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com carga.



Figura 12. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem carga.

Já na condição suspensa a mesma movimentação de sobe e desce foi realizada, porém, ambas as mãos marcavam ao som do bip “no ar” (Figuras 13 e 14).

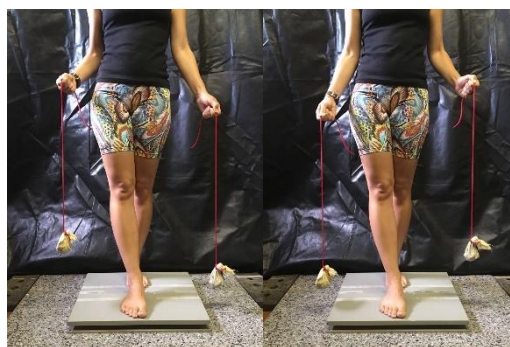


Figura 13. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, suspenso, na sessão de ancoragem com carga.

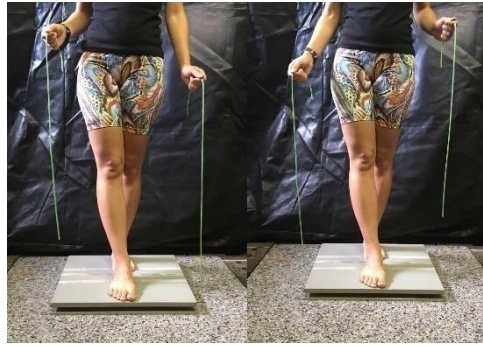


Figura 14. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem dinâmica fora de fase, suspenso, na sessão de ancoragem sem carga.

4.3.4.3 Ancoragem mista

A condição de *ancoragem mista* integra o contexto estático e dinâmico de ancoragem numa nova tarefa. Nesta condição uma das mãos manteve-se parada (ancoragem estática) enquanto a outra realizava movimentos de subir e descer no ritmo do metrônomo (ancoragem dinâmica). A mão que realizava a tarefa dinâmica ora foi a dominante, ora foi a não dominante. O contato com o solo era sempre realizado ao som do bip (Figuras 15 e 16).

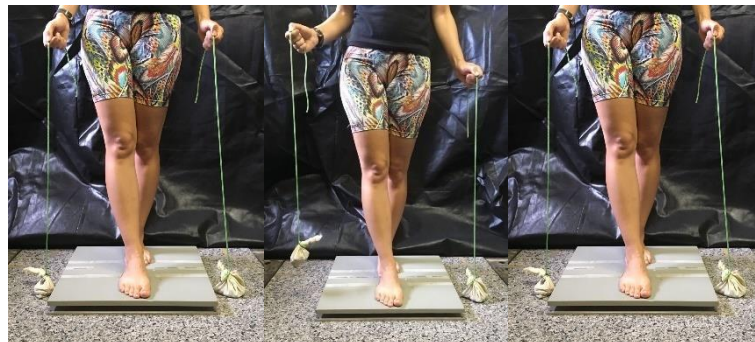


Figura 15. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, com contato com o solo, na sessão de ancoragem com carga.

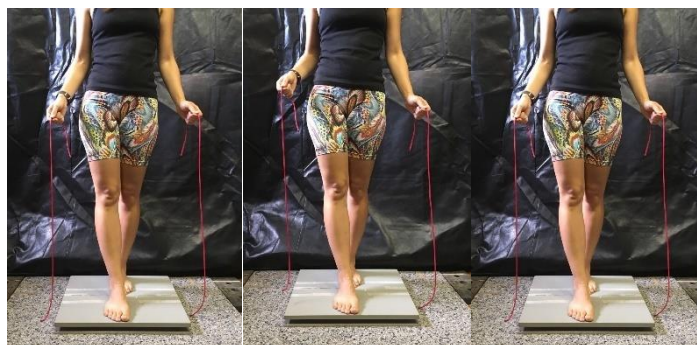


Figura 16. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, com contato com o solo, na sessão de ancoragem sem carga.

Na tarefa suspensa, a mão que desempenhava a tarefa dinâmica realizou a marcação “no ar” junto ao bip, enquanto a mão que desempenhava a ancoragem estática ficou parada, sem contato com o solo (Figuras 17 e 18).

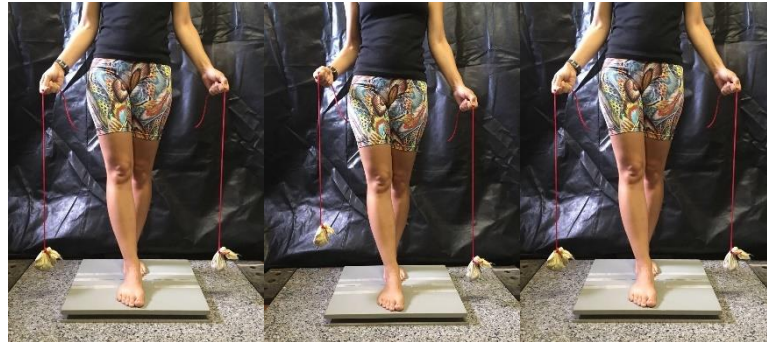


Figura 17. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, suspenso, na sessão de ancoragem com carga.



Figura 18. Representação da sequência de movimentação na condição de ancoragem mista, suspenso, na sessão de ancoragem sem carga.

4.4 Análise de dados

As forças nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, bem como os momentos de força foram registrados à uma frequência de 120 Hz. Os dados do centro de pressão (COP) foram filtrados através do uso do filtro digital *Butterworth* de 4ª ordem, passa baixa, com uma frequência de corte de 5 Hz. Os dados brutos do COP foram calculados *on-line* e exportados pelo *software* de coleta de dados *Balance Clinic*, e posteriormente processados pelo *software* Matlab.

A análise do COP incluiu o cálculo das variáveis descritas abaixo:

- Comprimento total do COP (CT-COP em cm): é a soma dos deslocamentos escalares do centro de pressão nas direções ântero-posterior e médio-lateral durante o tempo de cada tentativa. Essa variável reflete a taxa total de oscilação do corpo.
- Área da elipse (cm²): variável relacionada com a dispersão dos dados do COP, contendo 95% dos pontos do centro de pressão.
- Velocidade média de oscilação médio-lateral (cm/s): cálculo do deslocamento da oscilação total do COP dividido pela duração de cada tentativa (DUARTE; FREITAS, 2010), e no caso deste estudo somente para a direção médio-lateral.
- *Root mean square* do deslocamento médio-lateral (RMS-ml em cm): raiz quadrada da amplitude média de oscilação médio-lateral calculada para toda a janela de dados.
- Frequência em 80% – ml (F80-ml em Hz): banda de frequência com 80% da potência espectral da oscilação do centro de pressão na direção médio-lateral. É a frequência que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural (BARATTO et al., 2002).

4.5 Análise estatística

O *software* SPSS *Statistics* 17.0 foi empregado para realizar os procedimentos de análise estatística. Foram calculadas médias e erro padrão em cada uma das situações experimentais para todas as variáveis dependentes. Posteriormente, os valores médios das duas tentativas de cada uma das condições das diferentes variáveis do COP foram submetidos separadamente à análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas. Testes a posteriori de Bonferroni foram usados quando efeitos principais foram encontrados. O nível de significância foi definido como $p \leq 0,05$. Os valores de *power effect* são indicados para observar o poder dos resultados, e o *partial eta squared* (ηp^2) para avaliar o efeito do tamanho da amostra.

Na primeira sessão dos resultados foi realizada uma ANOVA *one-way* com medidas repetidas com o objetivo de analisar o efeito de ancoragem, com três condições de tarefas (sem âncora x ancoragem com carga estática x ancoragem sem carga estática). Nesta

análise, o principal objetivo foi comparar o uso da ancoragem com cargas ao uso da ancoragem sem cargas, tendo a condição sem ancoragem como parâmetro de controle.

Na segunda sessão analisamos a diferença entre ter a carga em contato com o solo e ter a carga suspensa numa tarefa de ancoragem estática (i.e., parado, sem movimentação das âncoras). Para essa comparação foi realizada uma ANOVA *one-way* com medidas repetidas para o fator contato, com três tarefas (sem âncora x âncora no solo x âncora suspenso). O intuito dessa análise foi verificar se a tarefa de ancoragem no solo e suspensa tinham características supra-posturais.

Por fim, na terceira sessão de descrição dos resultados foi realizada uma ANOVA *one-way* com medidas repetidas para o fator condição (sem âncora x estática x dinâmica) para as tarefas com carga, e para as tarefas sem carga. Também realizamos uma ANOVA *two-way* com medidas repetidas para o fator ancoragem (ancoragem com carga x ancoragem sem carga), e para o fator condição (estática x dinâmica). O intuito dessa análise foi analisar se as diferentes movimentações iriam influenciar no controle da postura, e se a ancoragem dinâmica seria um contexto supra-postural melhor para o controle da postura do que a ancoragem estática.

4.5.1 Condições sem ancoragem

Foi realizada uma ANOVA *one-way* a fim de comparar a existência de diferença estatística entre a condição sem ancoragem da primeira e da segunda sessão de ancoragem. Como não constatamos diferenças, optamos por utilizar a média das duas condições sem ancoragem de cada sessão. Adotamos este padrão para todas as variáveis.

4.5.2 Condições de ancoragem mista

A fim de facilitar a análise dos dados, realizamos uma ANOVA *one-way* para comparar supostas diferenças entre a mão dominante e a mão não dominante. Como não encontramos nenhuma diferença significativa, utilizamos a média das duas mãos para representar a condição de ancoragem mista quando foi realizada comparações aos pares. Adotamos este padrão para todas as variáveis.

4.5.3 Condições dinâmicas

Realizamos uma ANOVA *one-way* a fim de comparar a existência de diferença estatística entre as condições de ancoragem dinâmica (em fase, fora de fase e mista). Como não encontramos nenhuma diferença entre as três condições dinâmicas para nenhuma variável, para nenhum dos sistemas de ancoragem, optamos por utilizar a média das três condições em nossos resultados.

5 RESULTADOS

Os resultados foram organizados por sessões que visam contemplar os objetivos gerais e específicos deste estudo. O objetivo desse estudo é analisar se a tarefa de ancoragem háptica contém componentes de tarefa supra-postural que afetam os níveis de oscilação corporal em tarefas de equilíbrio.

Na primeira sessão descrevemos os efeitos da ancoragem estática com carga e da ancoragem estática sem carga no controle da postura, ou seja, se a ancoragem sem carga é eficiente como uma tarefa supra-postural interferindo no controle da postura em comparação à ancoragem com carga, e se ambas são melhores do que a condição sem âncora.

Na segunda sessão abordamos os resultados da ausência do contato das cargas com o solo durante as tarefas de ancoragem estática, e se seus efeitos são melhores do que uma condição sem âncora.

Por fim, analisamos se a ancoragem dinâmica que envolve o toque momentâneo da carga da âncora no solo (ou seja, perda de contato constante com o solo) é um componente supra-postural que se associa ao um controle da postura.

5.1 Efeito da remoção da referência externa na tarefa de ancoragem

Os resultados das variáveis apresentadas nesta sessão foram submetidos à uma ANOVA *one-way* com medidas repetidas para o fator ancoragem (sem âncora x ancoragem com carga estática x ancoragem sem carga estática). A variável CT-COP revelou efeito estatístico nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 4,133$; $p = 0,027$; $\eta p^2 = 0,228$; $power = 0,682$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 147,84 cm; $\pm 31,83$) e âncora estática com carga (média = 126,13 cm; $\pm 29,28$) ($p = 0,001$) (Figura 19a). A variável área da elipse também revelou efeito estatístico ($F_{1,14} = 6,594$; $p = 0,005$; $\eta p^2 = 0,320$; $power = 0,878$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 10,40 cm²; $\pm 4,39$) e âncora estática com carga (média = 7,02 cm²; $\pm 2,96$) ($p = 0,001$), e entre a condição âncora estática com carga (média = 7,02 cm²; $\pm 2,96$) e âncora estática sem carga (média = 10,20 cm²; $\pm 6,41$) ($p = 0,048$) (Figura 19b).

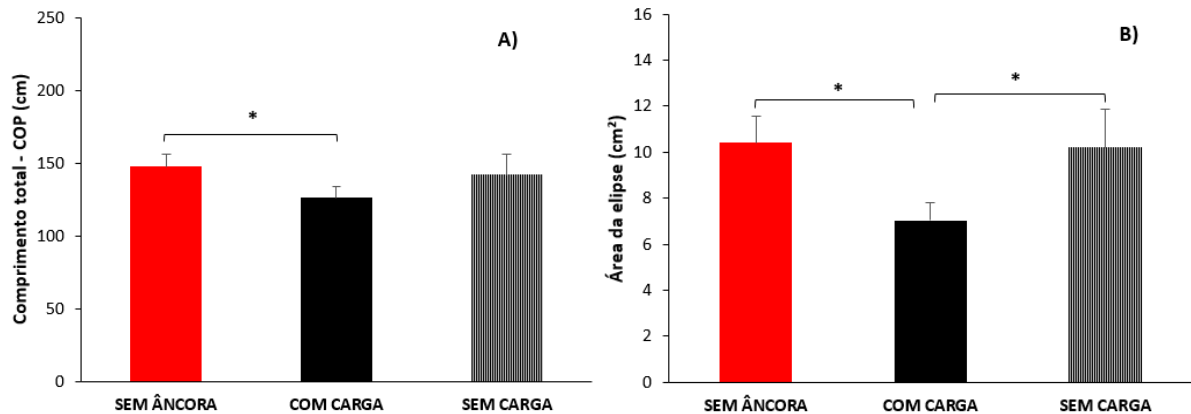


Figura 19. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Comprimento total do COP e b) Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.

A variável velocidade média revelou efeito significativo nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 5,003$; $p = 0,014$; $\eta p^2 = 0,263$; $power = 0,769$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou efeito estatístico para a condição sem âncora (média = 3,60 cm/s; $\pm 0,66$) e com carga, estática (média = 3,05 cm/s; $\pm 0,55$) ($p = 0,001$) (Figura 20a). A variável RMS-ml revelou efeito estatístico nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 7,282$; $p = 0,003$; $\eta p^2 = 0,342$; $power = 0,909$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 0,90 cm; $\pm 0,11$) e âncora estática com carga (média = 0,78 cm; $\pm 0,11$) ($p = 0,004$), e entre a condição âncora estática com carga (média = 0,78 cm; $\pm 0,11$) e sem carga (média = 0,91 cm; $\pm 0,18$) ($p = 0,014$) (Figura 20b).

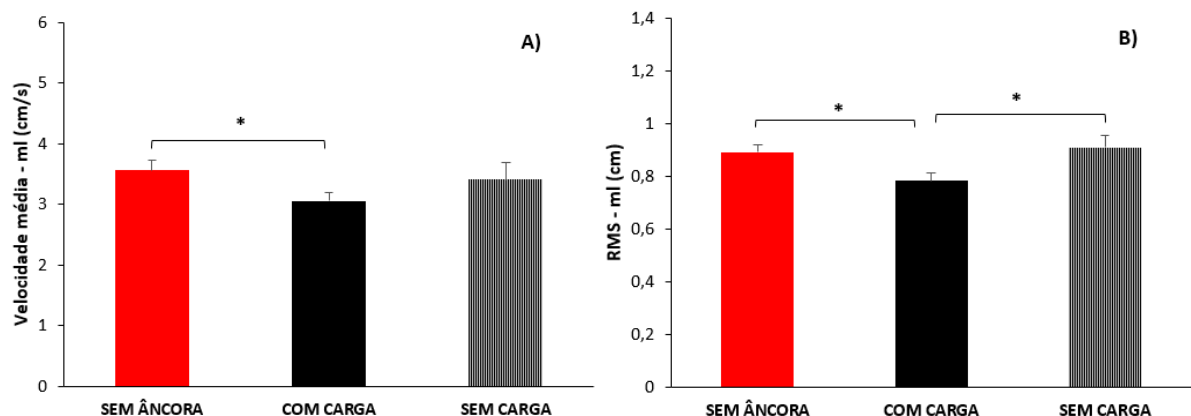


Figura 20. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Velocidade média-ml e b) RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.

A variável frequência 80-ml não revelou efeito significativo ($F_{1,14} = 0,994$; $p = 0,383$; $\eta p^2 = 0,66$; $power = 0,205$) (Figura 21).

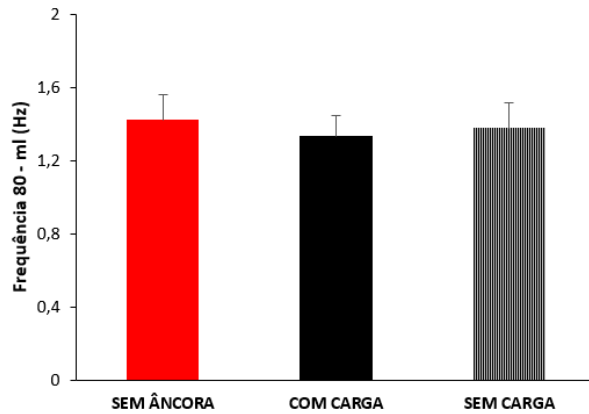


Figura 21. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática e ancoragem sem carga, estática em comparação com a condição sem âncora.

5.2 Extensão da contribuição dos componentes da tarefa supra-postural

Os resultados das variáveis apresentadas nesta sessão foram submetidos à uma ANOVA *one-way* com medidas repetidas para o fator contato (sem âncora x solo x suspenso). A variável CT-COP revelou efeito estatístico para os diferentes tipos de contato ($F_{1,14} = 10,882$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,44$; $power = 0,983$) (Figura 22a). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 147,84 cm; $\pm 31,83$) e no solo (média = 126,13 cm; $\pm 29,28$). A variável área da elipse revelou efeito estatístico para pontos de contato ($F_{1,14} = 11,042$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,44$; $power = 0,984$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 10,40 cm²; $\pm 4,39$) e no solo (média = 7,02 cm²; $\pm 2,96$), e a condição sem âncora e suspenso (média = 8,14 cm²; $\pm 3,69$) (Figura 22b).

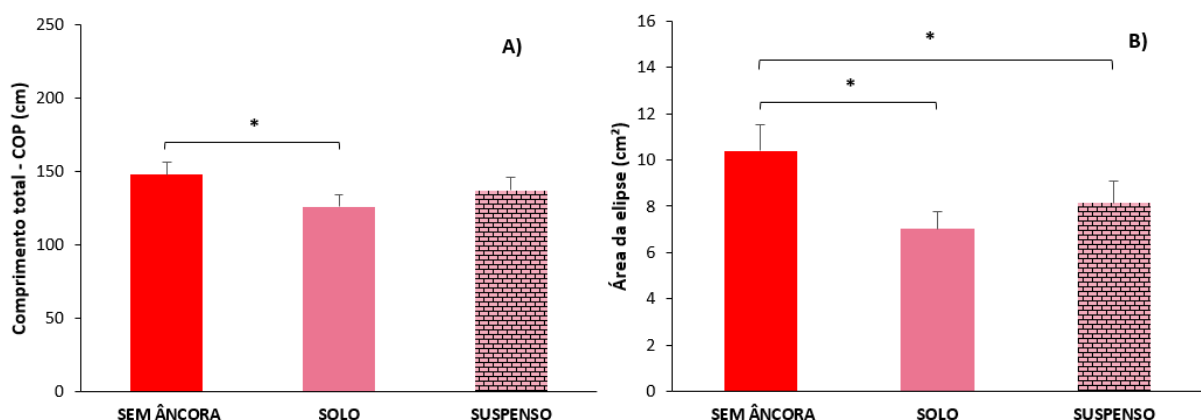


Figura 22. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Comprimento total do COP e b) Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga, estática, no solo e suspenso.

A variável velocidade média revelou efeito estatístico para contato ($F_{1,14} = 11,397$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,45$; $power = 0,987$) (Figura 23a). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou

diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 3,55 cm/s; $\pm 0,65$) e no solo (média = 3,05 cm/s; $\pm 0,55$). A variável RMS-ml revelou efeito estatístico para contato ($F_{1,14} = 6,366$; $p = 0,005$; $\eta p^2 = 0,31$; $power = 0,866$) (Figura 23b). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 0,89 cm; $\pm 0,11$) e no solo (média = 0,78 cm/s; $\pm 0,11$).

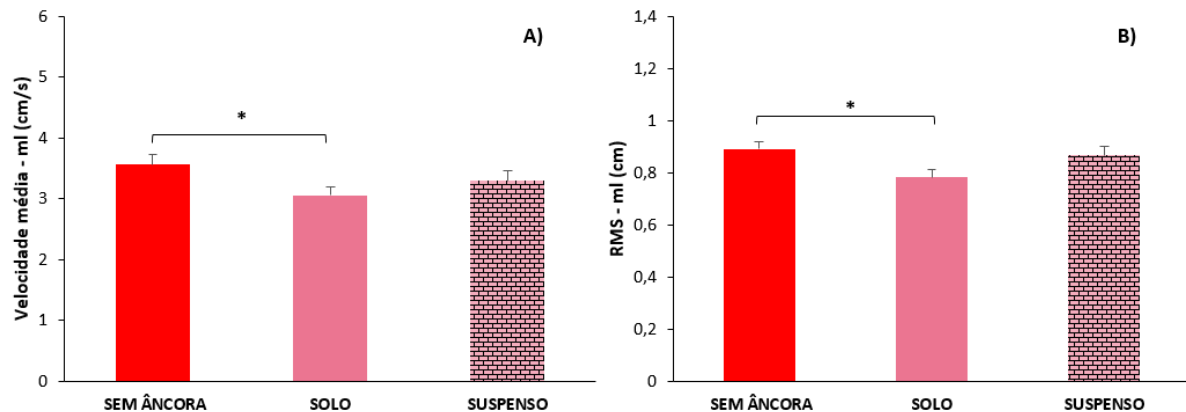


Figura 23. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Velocidade média-ml e b) RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga, estática, no solo e suspensa.

A variável frequência 80-ml não revelou efeito significativo para contato ($F_{1,14} = 0,906$; $p = 0,416$; $\eta p^2 = 0,06$; $power = 0,191$) (Figura 24).

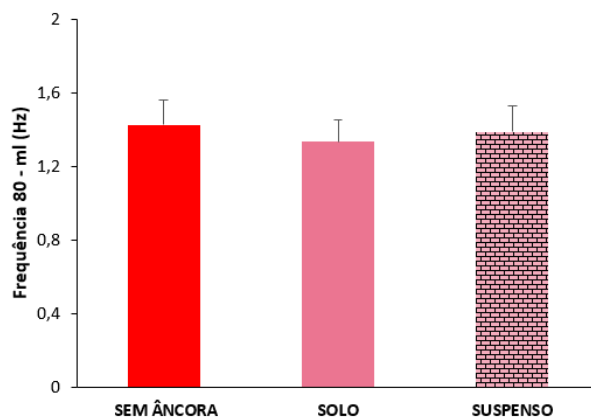


Figura 24. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga no solo e com carga suspensa.

5.3 Efeito do contato momentâneo da porção distal das âncoras (com e sem carga) no solo em tarefas de ancoragem dinâmica

Os resultados das variáveis apresentadas nesta sessão foram submetidos à uma ANOVA one-way com medidas repetidas para o fator condição (sem âncora x estática x dinâmica) para as tarefas com carga, e para as tarefas sem carga. A variável CT – COP revelou efeito significativo nas diferentes condições com carga ($F_{1,14} = 9,350$; $p = 0,001$; $\eta p^2 =$

0,400; $power = 0,964$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 147,84 cm; $\pm 31,83$) e estática (média = 126,13 cm; $\pm 29,28$), e estática e dinâmica (média = 141,44 cm; $\pm 31,77$) (Figura 25a). Já para a tarefa sem carga, a variável não revelou nenhum efeito significativo ($F_{1,14} = 0,304$; $p = 0,740$; $\eta p^2 = 0,021$; $power = 0,094$) (Figura 25b).

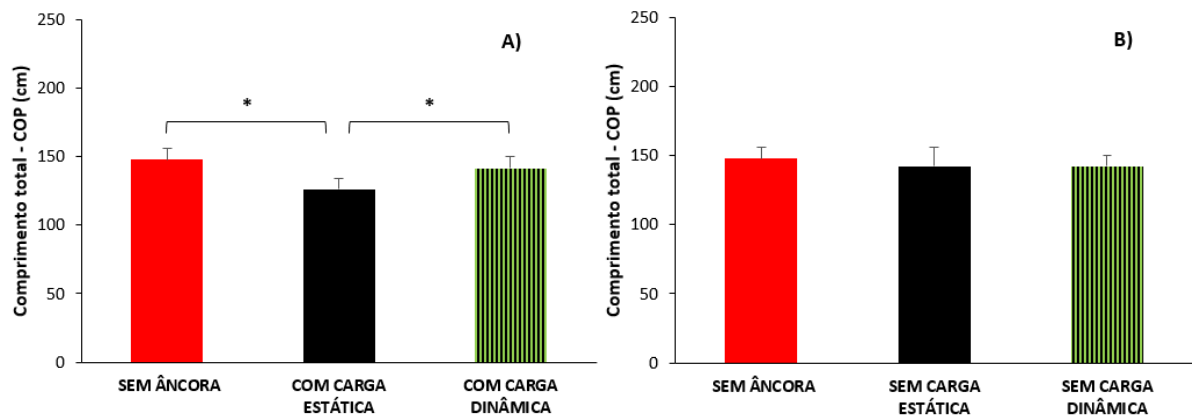


Figura 25. Média e erro padrão da variável Comprimento total do COP na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.

A variável área da elipse revelou efeito estatístico nas diferentes condições com carga ($F_{1,14} = 13,227$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,486$; $power = 0,995$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 10,40 cm²; $\pm 4,39$) e estática (média = 7,02 cm²; $\pm 2,97$), e sem âncora e dinâmica (média = 8,04 cm²; $\pm 3,40$) (Figura 26a). Já para a tarefa sem carga, a variável não revelou nenhum efeito significativo ($F_{1,14} = 0,649$; $p = 0,530$; $\eta p^2 = 0,044$; $power = 0,148$) (Figura 26b).

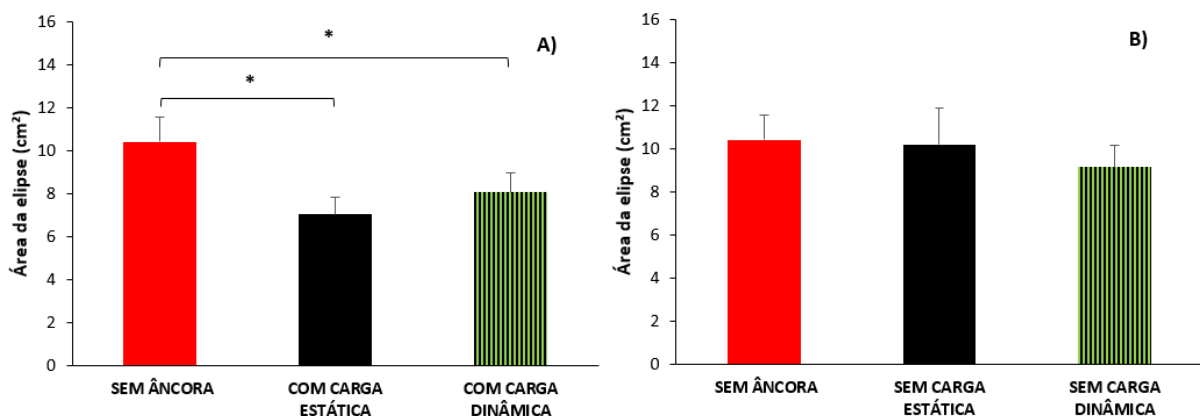


Figura 26. Média e erro padrão da variável Área da elipse na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.

A variável velocidade média revelou efeito estatístico nas diferentes condições com carga ($F_{1,14} = 11,040$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,441$; $power = 0,984$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 3,55 cm/s; $\pm 0,65$) e estática (média = 3,05 cm/s; $\pm 0,55$), e estática e dinâmica (média = 3,44 cm/s; $\pm 0,67$) (Figura 27a). Já para a tarefa sem carga, a variável não revelou nenhum efeito significativo ($F_{1,14} = 0,461$; $p = 0,635$; $\eta p^2 = 0,032$; $power = 0,118$) (Figura 27b).

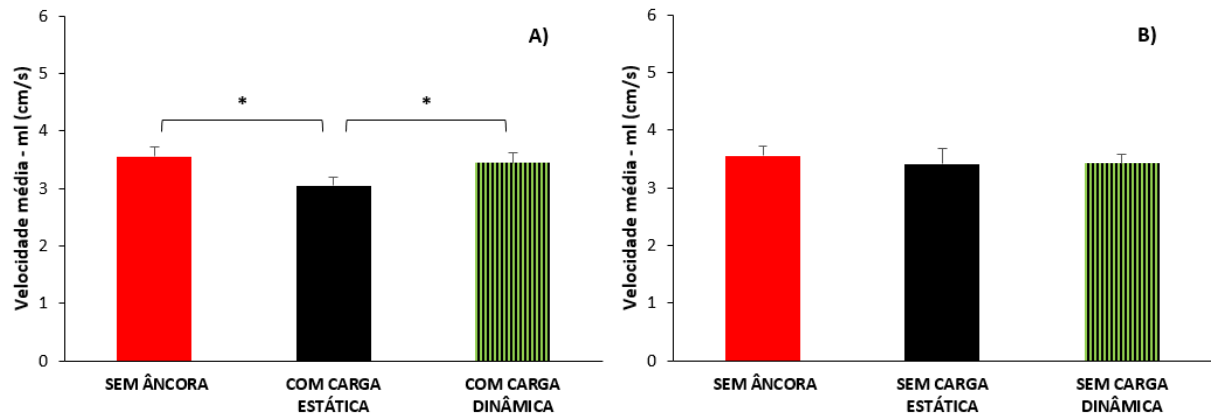


Figura 27. Média e erro padrão da variável Velocidade média - ml na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.

A variável RMS revelou efeito estatístico nas diferentes condições com carga ($F_{1,14} = 8,815$; $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,386$; $power = 0,954$). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição sem âncora (média = 0,89 cm; $\pm 0,11$) e estática (média = 0,78 cm; $\pm 0,11$) (Figura 28a). Já para a tarefa sem carga, a variável não revelou nenhum efeito significativo ($F_{1,14} = 0,163$; $p = 0,850$; $\eta p^2 = 0,012$; $power = 0,073$) (Figura 28b).

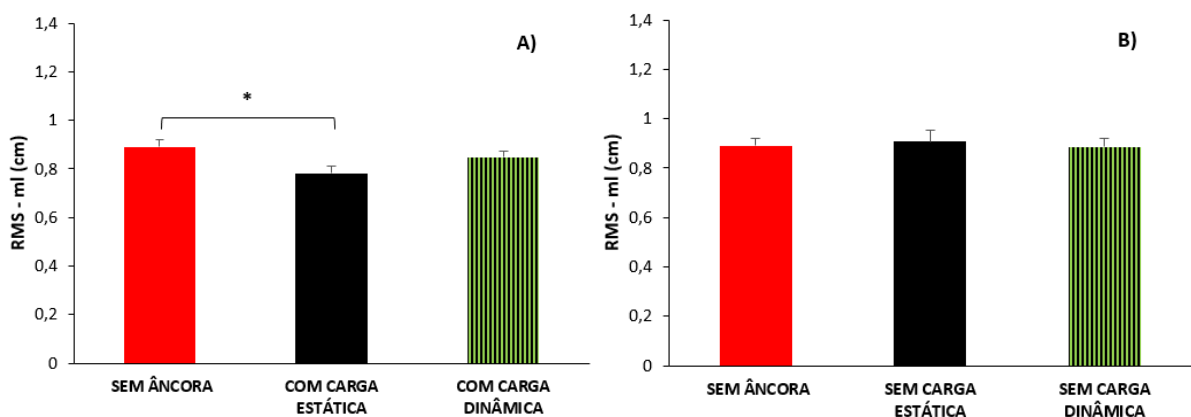


Figura 28. Média e erro padrão da variável RMS - ml na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.

A variável frequência em 80% não revelou efeito estatístico nas diferentes condições com carga ($F_{1,14} = 2,046$; $p = 0,148$; $\eta p^2 = 0,128$; $power = 0,386$) (Figura 29a), bem como na tarefa sem carga ($F_{1,14} = 0,297$; $p = 0,746$; $\eta p^2 = 0,021$; $power = 0,092$) (Figura 29b).

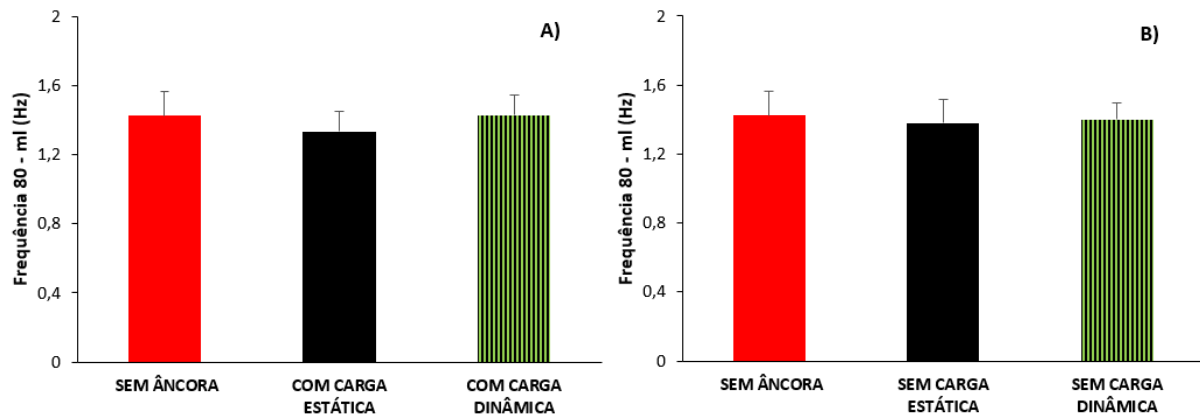


Figura 29. Média e erro padrão da variável Frequência em 80% - ml na tarefa a) com carga e b) sem carga nas condições sem âncora, estática e dinâmica.

Em seguida, realizamos uma ANOVA *two-way* com medidas repetidas para o fator ancoragem (ancoragem com carga x ancoragem sem carga), e para o fator condição (estática x dinâmica). A variável CT-COP não revelou efeito significativo nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 2,556$; $p = 0,132$; $\eta p^2 = 0,154$; $power = 0,319$) e condição ($F_{1,14} = 1,144$; $p = 0,303$; $\eta p^2 = 0,076$; $power = 0,169$), bem como nenhuma interação significativa ($F_{1,14} = 3,112$; $p = 0,100$; $\eta p^2 = 0,182$; $power = 0,376$) (Figura 25a). A variável área da elipse revelou efeito estatístico nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 11,109$; $p = 0,005$; $\eta p^2 = 0,442$; $power = 0,872$) mas não revelou efeito para condição ($F_{1,14} = 0,001$; $p = 0,976$; $\eta p^2 = 0,001$; $power = 0,050$), e nenhuma interação significativa ($F_{1,14} = 2,291$; $p = 0,152$; $\eta p^2 = 0,141$; $power = 0,292$) (Figura 25b). O teste *post-hoc* de Bonferroni revelou diferença estatística entre a condição com carga (média = 7,54; $\pm 0,77$) que obteve valores menores do que na condição sem carga (média = 9,66; $\pm 1,15$). Na ancoragem com carga, o valor médio do grupo para a elipse foi menor na âncora estática (média = 7,02; $\pm 2,96$) do que na dinâmica (média = 8,05; $\pm 3,40$).

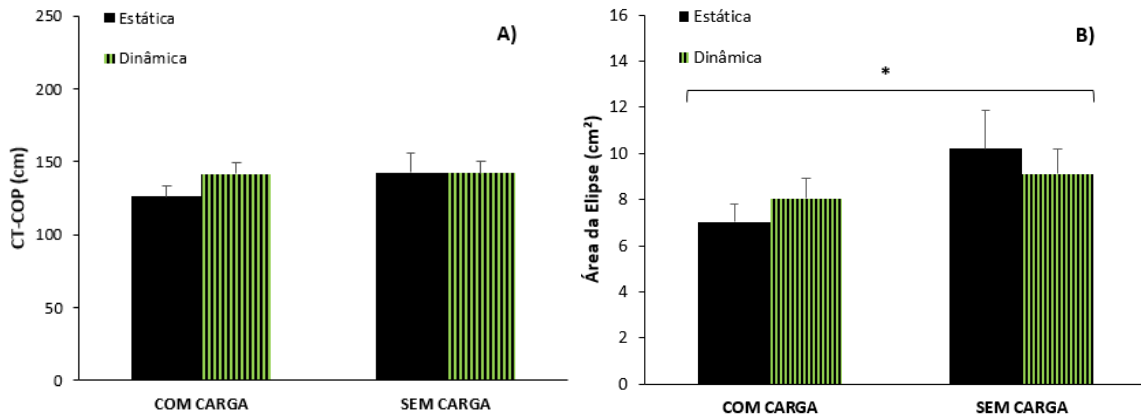


Figura 30. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Comprimento total do COP e b) Área da elipse nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.

A variável velocidade média não revelou efeito significativo nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,9} = 2,118$; $p = 0,168$; $\eta p^2 = 0,131$; $power = 0,274$) e condição ($F_{1,14} = 2,191$; $p = 0,161$; $\eta p^2 = 0,135$; $power = 0,281$), mas revelou uma interação significativa ($F_{1,14} = 4,694$; $p = 0,048$; $\eta p^2 = 0,251$; $power = 0,523$) (Figura 26a). Neste caso, o valor médio da âncora com carga na condição estática (média = 3,050; $\pm 0,55$) foi menor do que na dinâmica (média = 3,444; $\pm 0,67$). A variável RMS-ml revelou efeito estatístico nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,14} = 14,073$; $p = 0,002$; $\eta p^2 = 0,501$; $power = 0,936$), mas não revelou efeito para condição ($F_{1,14} = 0,533$; $p = 0,477$; $\eta p^2 = 0,037$; $power = 0,105$), bem como nenhuma interação significativa ($F_{1,14} = 3,575$; $p = 0,080$; $\eta p^2 = 0,203$; $power = 0,421$) (Figura 26b). A média do RMS-ml na condição com carga foi menor (média = 0,815; $\pm 0,02$) do que na condição sem carga (média = 0,898; $\pm 0,03$). Na condição com carga, a média foi menor na âncora estática (média = 0,782; $\pm 0,03$) do que na dinâmica (média = 0,849; $\pm 0,02$).

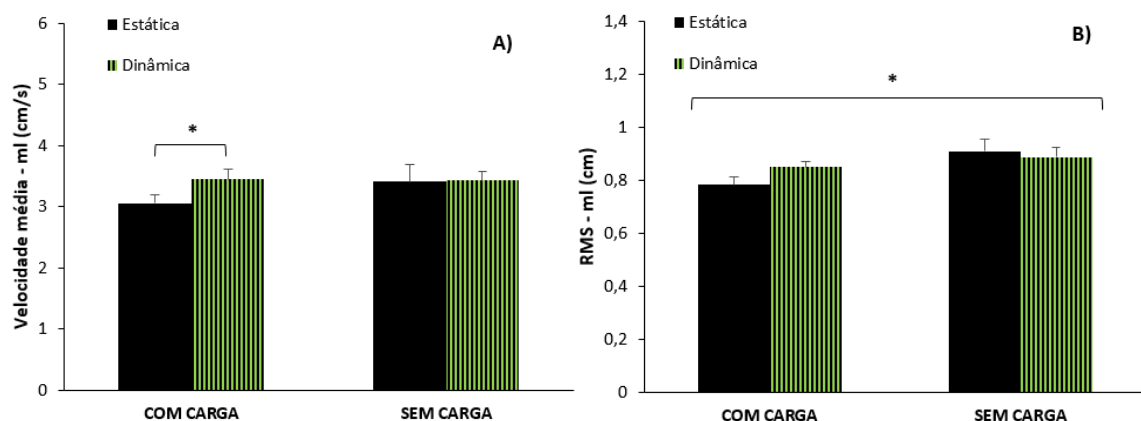


Figura 31. Média e erro-padrão das variáveis do COP a) Velocidade média-ml e b) RMS-ml nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.

A variável frequência 80-ml não revelou efeito significativo nas diferentes formas de ancoragem ($F_{1,9} = 0,039$; $p = 0,846$; $\eta p^2 = 0,003$; $power = 0,054$), condição ($F_{1,14} = 3,640$; $p =$

0,077; $\eta p^2 = 0,206$; $power = 0,427$), e nenhuma interação significativa ($F_{1,14} = 1,032$; $p = 0,327$; $\eta p^2 = 0,069$; $power = 0,157$) (Figura 27).

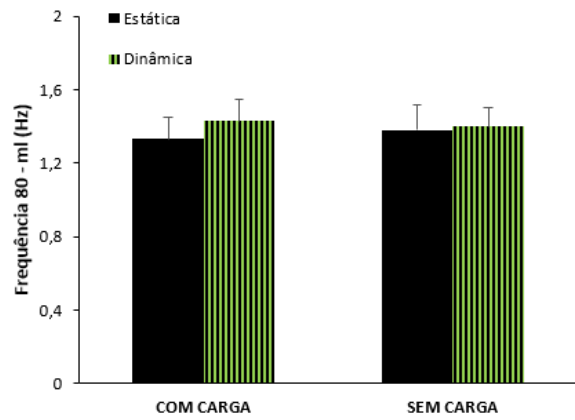


Figura 32. Média e erro-padrão da variável do COP frequência 80%-ml nas tarefas de ancoragem com carga e ancoragem sem carga nas condições estática e dinâmica.

6 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar durante uma tarefa de ancoragem háptica como componentes de uma tarefa supra-postural afetam os níveis de oscilação corporal em tarefas de equilíbrio. Para isso, manipulamos diferentes condições experimentais de tarefas supra-posturais e analisamos quais as suas implicações na estabilidade postural. A partir disso, investigamos os efeitos da ausência das cargas anexas ao sistema âncora para o controle da postura. Nossa hipótese de que a ausência das cargas do sistema âncora não proporcionaria efeitos estabilizadores para o controle da postura foi corroborada. Um segundo objetivo deste estudo foi investigar os efeitos do contato e da suspensão da porção distal da âncora (i.e., cargas) na estabilização da postura. Nossa hipótese de que a suspensão das cargas do solo não proporcionaria os mesmos efeitos para a postura do que as cargas em contato com o chão foi corroborada. Por fim, o terceiro objetivo deste estudo foi investigar o uso do sistema âncora de forma dinâmica (i.e., movimentações de sobe e desce) e analisar se o contato momentâneo das cargas com o solo é um componente de tarefa supra-postural que auxilia na estabilização da postura. Nossa hipótese foi que efeitos estabilizadores similares ocorreriam entre um contexto de ancoragem dinâmica em comparação com o de ancoragem estática e superior ao contexto de tarefa sem âncora; portanto, reforçando que o papel do componente supra-postural de atividade intencional na manipulação das âncoras (i.e., movimentos rítmicos de sobe e desce) seria suficiente para demandar do sistema de controle postural uma redução da oscilação. Neste caso, nossos achados mostram que os a ancoragem dinâmica não se caracterizou como uma tarefa supra-postural, e a ancoragem estática foi mais eficaz para a diminuição da oscilação postural.

6.1 Ancoragem sem carga não tem efeito estabilizador na postura

Nossos resultados mostram que um sistema de ancoragem sem cargas não promove efeitos estabilizadores na postura, mesmo que os cabos estejam em contato com o solo. Isso corrobora nossa hipótese de que somente a ancoragem com carga promoveria efeitos estabilizadores na postura. As implicações do uso de uma corda livre foram presumidas como contexto de tarefa supra-postural, porém a ausência de efeito refletiu possibilidades de um contexto placebo com resultados similares ao encontrado na condição sem âncora.

Os resultados indicam que quando removemos as cargas anexas às âncoras, numa condição estática, os níveis de oscilação aumentam significativamente em todas as variáveis do COP, com exceção da variável frequência 80%. Encontramos diferenças significativas entre as condições de ancoragem com carga e sem carga somente para as variáveis área da elipse e RMS-ml, que tiveram um aumento na oscilação na condição sem carga de 45,30% e com carga 16,66% respectivamente. Já para a condição sem âncora e ancoragem com carga, encontramos uma diminuição significativa na oscilação postural nas condições com carga

para as variáveis comprimento total do COP (14,07%), área da elipse (33,50%), RMS-ml (12,36%) e velocidade média (16,72%), mas não encontramos nenhuma diferença significativa entre as condições sem âncora e sem cargas anexas. Os valores da ancoragem sem carga permanecem muito próximos da condição sem ancoragem, o que significa que o indivíduo se comporta de forma similar quando ancora-se sem carga e quando não se ancora. Esses resultados indicam que a tarefa de ancoragem pode não se caracterizar como uma tarefa predominantemente supra-postural.

Uma das explicações para a diminuição da oscilação postural na tarefa de ancoragem com carga, é que o participante era solicitado a manter as cargas anexas ao sistema âncora em contato com o solo, preservando a tensão nos cabos do sistema âncora, nunca frouxos. Manter o posicionamento dos braços no espaço, os cabos do sistema âncora estendidos intencionalmente pelo participante e, ainda, regular a quantidade de força à níveis que não elevem o sistema âncora do solo é uma tarefa que demanda atenção daquele que a executa. Assim, o aumento no grau de precisão para realizar a tarefa de ancoragem poderia ter levado à modulação da postura para atingir um objetivo supra-postural. Dessa forma, o controle da postura estaria subordinado à tarefa supra-postural de ancoragem (BATISTELA; OATES; MORAES, 2018). Riley e colaboradores (1999) só encontraram efeitos estabilizadores na postura para a condição que exigiu do participante maior grau de precisão para realizar a tarefa (i.e., minimizar as movimentações do dedo ao longo da cortina), o que demonstrou que a influência do toque no controle da postura estava relacionada à demanda da tarefa. Para esses autores, os resultados encontrados não são devido a presença da informação háptica na tarefa de toque, mas sim, a instrução de manter o foco externo (i.e., contato do dedo na cortina). Como ambos os grupos (toque irrelevante e toque relevante) estavam em contato com a cortina, se a informação sensorial fosse primordial para esses resultados, não poderia existir diferença entre os dois grupos. Assim, a postura foi mais influenciada pelo tipo de restrição imposta à tarefa (i.e., instrução explícita de tocar a cortina) do que pela informação háptica disponível.

Porém, em ambas as sessões o participante era solicitado a segurar os cabos e manter os braços posicionados no espaço, ou seja, mesmo na tarefa sem carga, o participante estava realizando a mesma tarefa supra-postural de manter os braços no espaço. Neste caso, se a tarefa de ancoragem com cargas fosse uma tarefa supra-postural, na condição sem carga o participante também deveria apresentar diminuições nas oscilações corporais. O fato de nossos resultados não demonstrarem diferença em nenhuma das variáveis entre a condição sem âncora e sem carga comprova isto, já que uma tarefa sem ancoragem não diferiu de uma sem cargas anexas.

Quando manipulamos o componente da tarefa (i.e., cargas anexas), estamos modulando o ponto de referência distal de contato do indivíduo com o meio externo. Apesar

da informação proveniente do toque estar disponível em ambas as tarefas de ancoragem, um ponto de referência de contato (cargas) que mediasse a relação do indivíduo com o meio externo não esteve presente em ambas as tarefas. Apesar dos cabos livres terem que ser mantidos em contato com o solo, aparentemente ele não cria uma relação informativa entre o indivíduo e o meio externo. Os próprios participantes relataram por vezes que não conseguiam distinguir enquanto vendados se o cabo estava ou não em contato com o solo. Cabe (2011) argumenta que a percepção espacial distal háptica é possível quando um indivíduo toca uma corda sob tensão, suspensão, com cargas nas extremidades. Sendo assim, a ausência da resistência nas condições de ancoragem livre não permitia aos indivíduos tensionar os cabos e obter informações para a percepção do layout espacial. A carga em contato com o solo pode viabilizar a possibilidade de exploração, e maximizar a utilização da informação háptica já que essa só está presente por meio da exploração ativa do ambiente (LEDERMAN; KLATZKY, 2009). Como a informação háptica implica em trocas entre forças mecânicas do ambiente e o tecido sensitivo (BURTON, 1993), é possível que ter uma carga em contato com o solo estabeleça essa relação indivíduo-ambiente, e influencie no uso da informação háptica para o controle da postura. Neste caso nossos achados vão contra os achados de Riley et al. (1999). Devido aos seus resultados, os autores defenderam a importância do toque ativo ao invés da necessidade de existência de um ponto de referência fixo para reduzir a oscilação postural (KRISHNAMOORTHY; SLIJPER; LATASH, 2002). No nosso caso, é possível que o ponto de referência tenha sido um componente fundamental para a tarefa.

As cargas das âncoras que repousam no chão juntamente com sua extensão (cabos) que estão constantemente em uma relação de tensão e afrouxamento proporcionam informação ao indivíduo a respeito de sua posição em relação ao ambiente externo. Sem este ponto de referência não existe a relação de tensão-afrouxamento, e a tarefa de manipulação das âncoras muda, perdendo a relação de troca de informações com uma superfície adjacente. Assim, ao que tudo indica a diminuição da oscilação postural está mais relacionada à uma questão sensorial (adição ou remoção das cargas das âncoras) do que uma questão supra-postural.

6.2 Perda de contato com o solo aumenta a magnitude de oscilação postural

Nossos resultados demonstram que manter as cargas das âncoras em suspensão durante uma tarefa de ancoragem estática não promove efeitos estabilizadores na postura tanto quanto manter as cargas em contato com o solo. Esses resultados corroboram nossa hipótese de que as cargas em contato com o solo seriam mais eficientes do que suspensas.

Os resultados demonstram que a ancoragem suspensa, numa condição estática, aumentou significativamente os níveis de oscilação postural dos participantes nas variáveis comprimento total do COP (8,77%), velocidade média (8,20%) e RMS-ml (11,54%). As demais

variáveis não apresentaram efeito estatístico. Aparentemente, estar com as âncoras apoiadas sobre uma superfície de suporte é mais eficaz em fornecer informações enquanto um contexto supra-postural do que estar com ela suspensa.

Quando as cargas estão anexas ao sistema de ancoragem e em contato com o solo ocorrem efeitos estabilizadores da postura por meio da informação sensorial presente na tarefa de ancoragem. Outros estudos já demonstraram a eficiência do sistema âncora em diferentes populações (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MAUERBERG-DECASTRO, 2004; DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBERG-DECASTRO et al, 2010; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; COSTA, 2015; MELO, 2011). Porém, quando as cargas anexas estão suspensas os mesmos efeitos estabilizadores não foram encontrados. Isso se deve ao fato que cargas anexas nas extremidades enquanto suspensas podem produzir movimentos incontrolláveis decorrentes da força gravitacional, energia cinética e inércia, e energia potencial sobre a massa suspensa das âncoras. Esta transferência de efeitos sobre os movimentos das cargas suspensas tem origem na própria oscilação do corpo, que é involuntária. Apesar do experimentador ter minimizado as movimentações do sistema âncora antes de dar início à tarefa, movimentações decorrentes da própria oscilação corporal do indivíduo podem ter influenciado ao longo da tarefa. Caso tais oscilações não tivessem interferido no aumento da magnitude de oscilação corporal, significaria que os participantes conseguiram minimizar a oscilação postural para impedir uma movimentação das âncoras suspensas (tarefa supra-postural). Porém, nesta tarefa de ancoragem suspensa o participante só foi informado que deveria manter os braços na posição pré-estabelecida. Não foi informado explicitamente ao participante que seu objetivo, além de manter-se parado o máximo que pudesse, era minimizar ao máximo as movimentações da âncora decorrentes da sua oscilação postural. Talvez essa informação pudesse influenciar a direção dos resultados atuais.

Outro ponto de discussão para nossos achados é a ausência de referência espacial na tarefa de ancoragem suspensa. Cabe (2011, 2013; CABA; HOFMAN, 2012) relatou em seus estudos que indivíduos podem detectar propriedades de um objeto distal quando mediado por um cabo, por meio da telemodalidade perceptual. Pagano et al. (1993) investigou a percepção da distância alcançável por meio de uma haste utilizando diferentes graus de movimento corporais (punho, cotovelo e ombro). Os resultados apontam que a percepção da distância alcançável com uma haste permaneceu invariável ao longo dos diferentes pontos (punho, cotovelo e ombro). Kinsella-Shaw e Turvey (1992) investigaram a percepção de distância por meio da vibração de uma corda e descobriram que indivíduos podem estimar distâncias mesmo não estando em contato direto com um objeto, somente por meio das vibrações mecânicas transmitidas em um meio sólido. De forma semelhante, o sistema âncora

quando em contato com o solo e mesmo sendo uma ferramenta não-rígida, “permite que o indivíduo expanda suas referências sobre a superfície de suporte” (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014, p. 303). Quando integra a tensão das cordas e a resistência da carga, o indivíduo usa o sistema háptico como uma telemodalidade perceptiva, e as possibilidades de exploração do ambiente adjacente se expandem (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Dessa forma, o sistema âncora media a informação de superfícies externas para o controle da postura. Quando as âncoras estão em suspensão, esse mecanismo não é encontrado.

6.3 Ancoragem estática é mais benéfica para a postura do que ancoragem dinâmica

Nossos resultados demonstram que, de forma geral, ancorar-se com cargas estáticas no solo promove efeitos estabilizadores para a postura em comparação a ancoragem dinâmica, independente da movimentação a ser realizada. Ainda, uma ancoragem sem cargas, seja em situações estáticas ou dinâmicas, assemelha-se as condições sem âncora. Isso corrobora nossa hipótese de que ancoragem estática seria mais eficaz enquanto tarefa supra-postural do que a ancoragem dinâmica.

Encontramos diferenças entre a ancoragem com cargas e a ancoragem sem cargas para as variáveis área da elipse e RMS-ml, sendo que os valores de ancoragem com cargas foram menores do que os de ancoragem sem cargas. Ainda, os resultados indicam que quando realizamos a ancoragem dinâmica, os níveis de oscilação aumentam significativamente comparados à ancoragem estática. Tivemos efeito estatístico na ancoragem com carga para as variáveis comprimento total do COP, área da elipse, velocidade média e RMS-ml, resultando em um aumento de 14,52%, 12,79% e 7,41%, respectivamente, para a média das condições dinâmicas em comparação à condição estática. Ainda, todas as variáveis (exceto frequência) demonstraram uma diferença significativa entre estar ancorado com cargas, e não estar ancorado. Já na condição sem cargas, essas diferenças não foram encontradas. Esses resultados indicam que subir e descer cargas acompanhando um ritmo específico não é uma demanda supra-postural eficiente tal como na ancoragem estática para auxiliar na estabilização da postura.

A imprevisibilidade da informação mediada pelo sistema âncora já foi investigada em estudos com um cão que caminhava em uma esteira rolante enquanto o participante realizava tarefas de equilíbrio (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2013a). Os resultados demonstram que ao manter-se ancorado no cão (por meio de uma guia) o participante foi capaz de anular a imprevisibilidade da informação gerada pelo andar do cão e estabilizar a sua postura nas tarefas de alta complexidade para a postura (i.e., pés em tandem, vendados, sobre uma trave alta). Neste caso, mesmo sem contato direto com o solo, o indivíduo foi capaz de controlar a

postura por meio da ancoragem háptica, e possivelmente, a tarefa supra-postural de ancorar-se no chão modulou a oscilação da postura.

Lima, Neto e Teixeira (2010) avaliaram os efeitos da previsibilidade e imprevisibilidade sobre mudanças de direção na movimentação de uma plataforma enquanto realizavam uma tarefa supra-postural. A tarefa supra-postural consistia em somente sustentar uma bandeja, ou equilibrar um cilindro sobre a mesma (aumento da restrição da tarefa supra-postural). Tanto a previsibilidade da direção da perturbação quanto o aumento da restrição da tarefa supra-postural (i.e., equilibrar um cilindro sobre uma bandeja) levaram à diminuição do deslocamento angular do joelho e do quadril, e à uma diminuição no deslocamento da bandeja. Para os autores, a maior demanda de estabilidade levou à uma integração funcional entre as tarefas (LIMA; NETO; TEIXEIRA, 2010).

No caso do nosso estudo, o estímulo sonoro, previsível ao participante, auxiliou o mesmo a manter o ritmo em todas as condições. Porém, o indivíduo não foi capaz de atenuar sua oscilação postural por meio da tarefa de movimentação das âncoras. Alguns fatores podem ter interferido nestes resultados, como por exemplo, o fato da movimentação dos braços ter influenciado no deslocamento do centro de massa do participante. Isso pode ter contribuído para que o deslocamento do centro de massa dos indivíduos fosse maior em todas as condições dinâmicas comparadas à estática. Berrigan e colaboradores (2006) examinaram a interação entre o controle da postura e a movimentação do braço. A tarefa consistia em mirar em um alvo dentro do alcance do participante, de forma semelhante ao paradigma de Fitts. O participante realizou a mesma tarefa em pé e sentado, sendo a largura dos alvos 0,5 cm, 1 cm, 2,5 cm, e 5 cm, com amplitude de movimento de 30 cm. Quando os participantes estavam em pé foi observada uma coordenação dos movimentos do braço e tronco, juntamente com um aumento do deslocamento do COP a medida que o alvo diminuía. Porém, a velocidade do COP manteve-se igual. Os autores sugeriram que os sujeitos estavam “regulando seu centro de pressão para fornecer um referencial controlado para auxiliar o movimento da mão” (BERRIGAN et al., 2006, p. 255).

A falta de referência sobre a superfície de apoio pode ter levado ao aumento da oscilação postural, tal como ocorreu nas condições de ancoragem suspensa. Era possível que o contato momentâneo com o solo promovesse estabilização postural por meio do contexto de referência espacial e entrada de informação sensorial, mesmo que momentâneo, criando pelo contato das cargas da âncora com o solo. Porém, aparentemente o contato momentâneo com o solo não foi suficiente para criar tal referência. Além disso, é possível que o grau de dificuldade dessa tarefa que envolve restrição dos pés, restrição da visão, ritmo e coordenação tenham criando um contexto de competição por recursos, e não um contexto de integração funcional.

O contexto misto de ancoragem estática e dinâmica também não revelou nenhuma particularidade quando comparado com o contexto de tarefas dinâmicas. Se o contato permanente de uma mão com a âncora em situação estática promoveu alguma referência externa para o sistema de controle postural, a atividade rítmica da outra mão suprimiu o efeito enquanto tarefa supra-postural, pois os níveis de oscilação foram maiores que na condição onde apenas a tarefa estática foi executada.

7 CONCLUSÃO

Concluimos que atingir um objetivo supra-postural concomitante com a utilização de pistas hápticas fornecidas por meio do sistema âncora demanda prioridade ao sistema de controle da postura de modo a gerar uma atenuação nos níveis de oscilação corporal. Ainda, ao mesmo tempo em que o sistema de controle postural controla a oscilação corporal para realizar a tarefa supra-postural de ancoragem enquanto manipula as âncoras, o organismo recebe referências espaciais que auxiliam na orientação do corpo na posição necessária.

Outra conclusão é que a presença de uma resistência distal no sistema âncora é fundamental para conferir o objetivo da tarefa supra-postural e sem esta referência, a redução da oscilação postural é indiferente da situação controle. A ausência da carga e a suspensão tanto das cargas como dos cabos criam um contexto de omissão de referências ao sistema de ação.

Finalmente, concluimos que, quando a tarefa de ancoragem inclui o componente de movimentação rítmica dos braços, a instabilidade postural pode mascarar o potencial efeito supra-postural da tarefa de ancoragem dinâmica, inclusive daquela intercalada com a ancoragem estática (i.e., ancoragem mista) sobre o sistema de controle postural. Neste caso, mesmo com indícios de que existe um aproveitamento dos efeitos supra-posturais na tarefa de ancoragem dinâmica, a tarefa de ancoragem estática ainda tem vantagens na visibilidade de efeitos de atenuação de oscilação corporal e, portanto, com uma priorização de recursos ao sistema de controle postural e melhor integração funcional.

Assim, concluimos que um sistema de ancoragem háptica é mais influenciado pelas informações sensoriais que adicionamos e/ou retiramos, do que por um componente supra-postural da tarefa.

REFERÊNCIAS

- BARATTO, L.; MORASSO, P. G.; RE, C.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, p. 246 – 270, 2002.
- BARELA, J. A.; WEIGELT, M.; POLASTRI, P. F.; GODOI, D.; AGUIAR, S. A.; JEKA, J. J. Explicit and implicit knowledge of environment states induce adaptation in postural control. **Neuroscience Letters**, v. 566, p. 6–10, 2014.
- BATISTELA, R. A.; OATES, A.; MORAES, R. - Haptic information and cognitive-visual task reduce postural sway in faller and non-faller older adults. **Human Movement Science**, v. 60, p. 150–161, 2018.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o Sistema Nervoso**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2008.
- BERNARD-DEMANZEA, L.; TEMPRADO, J. J.; ELZIÈRE, M.; ALBERTSEN, I. M.; RETORNAZD, F.; LAVIEILLE, J. P.; DEVÈZEC, A. Effects of haptic supplementation on postural stability in unilateral vestibular loss patients. **Neuroscience Letters**, v. 592, p. 70–75, 2015.
- BERRIGAN, F.; SIMONEAU, M.; MARTIN, O.; TEASDALE, N. Coordination between posture and movement: interaction between postural and accuracy constraints. **Experimental Brain Research**, v. 170, p. 255–264, 2006.
- BURTON, G. Non-neural extensions of haptic sensitivity. **Ecological Psychology**, v. 5, n. 2, p. 105 – 124, 1993.
- CABE, P. A. Haptic distal spatial perception mediated by strings: haptic “looming.” **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 37, n. 5, p. 1492-1511, 2011.
- CABE, P. A. Haptic distal spatial perception mediated by strings: size at a distance and egocentric localization based on ellipse geometry. **Attention, Perception & Psychophysics**, v. 75, p. 358 – 374, 2013.
- CABE, P. A.; HOFMAN, L. L. Haptic distal spatial perception mediated by strings: Point of closest approach and bypass distance. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 38, n. 5, p. 1328-1340, 2012.
- CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, Rio Claro, v. 11, n. 3, p. 199-204, 2005.
- CHEN, F.C; CHEN, Y. P.; TU, J.H.; TSAI, C.L.; LI, Y. C. Suprapostural effects of light digital touch on the modulation of postural sway can be modified by fingertip sensitivity. **Neuroscience Letters**, v. 644, p. 121 – 126, 2017.
- CHEN, F.C; CHEN, H. L.; TU, J.H.; TSAI, C.L. Effects of light touch on postural sway and visual search accuracy: a test of functional integration and resource competition hypotheses. **Gait & Posture**, v.42, p. 280–284, 2015.
- CLAPP, S.; WING, A. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 125, p. 521-524, 1999.

COSTA, A. A. S.; MANCIOPI, P. A. R.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Haptic information provided by the “anchor system” reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. **Neuroscience Letters**, v. 609, p. 1–6, 2015.

COSTA, A. A. S.; SANTOS, L. O.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Task difficulty has no effect on haptic anchoring during tandem walking in young and older adults. **Neuroscience Letters**, v. 666, p. 133–138, 2018.

COSTA, T. D. A. Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral no sentido háptico durante tarefas de controle postural. 2015. 62 f. Dissertação (Mestre em Ciências da Motricidade), Universidade Estadual Paulista, Rio Claro. 2015.

DASCAL, J. B.; OKAZAKI, V. H. A.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 14, n. 2, p. 144-153, 2012.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.14, n. 3, 2010.

GIBSON, J. J. The senses considered as perceptual systems. London: George Allen & Unwin LTD, 1966.

GIBSON, J. J. The ecological approach to visual perception. 1979.

GURFINKEL, V. S.; IVANENKO, Y. P.; LEVIK, Y. S.; BABAKOVA, I. A. Kinesthetic reference for human orthograde posture. **Neuroscience**, v. 68, n. 1, p. 229 – 243, 1995.

HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J.R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of Vestibular Research**, v. 4, n. 4, p. 285-301, 1994.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 82, p. 167-177, 1990.

IASI, T. C. P. Contato distal do sistema âncora em diferentes pontos do corpo durante tarefas de controle postural. 2018. 63 f. Dissertação (Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias), Universidade Estadual Paulista, Rio Claro. 2018.

JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Journal of the American Physical Therapy Association**, New York, v. 77, p. 476-487, 1997.

JEKA, J. J.; EASTON, R. D.; BENTZEN, B. L.; LACKNER, J. R. Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals. **Perception & Psychophysics**, v. 58, n. 3, p. 409 – 423, 1996.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 100, p. 495-502, 1994.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 103, p. 267-276, 1995.

JEKA, J.; OIE, K. S.; KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, v. 134, p.107–125, 2000.

KINSELLA-SHAW, J.; TURVEY, M. T. Haptic perception of object distance on a single-strand vibratory web. **Perception & Psychophysics**, v. 52, n. 6, p. 625-638, 1992.

KLEINER, A. F. R.; SCHLITTLER, D. X. C.; SÁNCHEZ-ARIAS, M. D. R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 2, p. 349 – 357, 2011.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; MARK L. LATASH, M. L. Effects of different types of light touch on postural Sway. **Experimental Brain Research**, v. 147, p. 71–79, 2002.

LACKNER, J. R.; RABIN, E; DIZIO, P. Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. **Journal of Neurophysiology**, v. 84, n.5, p. 2217 – 2224, 2000.

LACKNER, J. R.; RABIN, E; DIZIO, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 139, n. 4, p. 454-464, 2001.

LEDERMAN, S. J.; R. L. KLATZKY, R. L. Haptic perception: a tutorial. **Attention, Perception & Psychophysics**, v. 71, n. 7, 1439-1459, 2009.

LEE, D. N. Visuo-motor coordination in space-time. Tutorials in Motor Behavior, G.E. Stelmach and J. Requin (eds.) North-Holland Publishing Company, 1980.

LIMA, A. C.; NETO, R. M. A.; TEIXEIRA, L. A. On the functional integration between postural and supra-postural tasks on the basis of contextual cues and task constraint. **Gait & Posture**, Oxford, v. 32, p. 615–618, 2010.

MAUERBERG-DECASTRO, E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. **Motor Control**, v. 8, p. 339-358, 2004.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; CALVE, T.; VIVEIROS, F. F.; POLANCZYK, S. D.; COZZANI, M. V. Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural: ilustrando o paradigma “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada. **Revista da Sobama**, São Paulo, v. 8, p. 7-20, 2003.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; LUCENA, C. S.; CUBA, B. W.; BONI, R. C.; CAMPBELL, D. F.; MORAES, R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid tool. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 27, p. 208-225, 2010.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MAGRE, F. L. A ancoragem háptica afeta o controle postural de idosos? Relatório científico anual do projeto de pesquisa PIBIC-CNPq, 2016.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; CAMPBELL, D. F. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities. **Motor Control**, v. 16, p. 131-143, 2012.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C.P.; PESTANA, M.B.; PORTO, L.A.; DIAS, M.S. (2013a). Usefulness of haptic information to individuals in a quiet balance position, provided by holding a leash attached to a dog walking on a treadmill. Retrieved from <http://www.periodicos.rc.biblioteca.unesp.br/index.php/motriz/article/view/7469/pdf>

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C. P.; FIGUEIREDO, G. A.; PACHECO, S. M.; COSTA, T. D. A. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology & Neuroscience**, v. 7, n.3, p. 301-318, 2014.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MAGRE, F. L. Estabilização háptica da postura: comparação entre o paradigma do “toque leve” e o paradigma da “ancoragem”. Relatório científico anual do projeto de pesquisa PIBIC-CNPq, 2014

MCCOLLUM G, SHUPERT C.L, NASHNER L.M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of Theoretical Biology**, v.180, p. 257-270, 1996.

MCNEVIN, N.H.; WULF, G. Attentional focus on supra-postural tasks affects postural control. **Human Movement Science**, v. 21, n.2, p.187-202, 2002.

MELO, J. C. (2011). A ancoragem funcional através do manejo de cão em tarefas de equilíbrio. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Ciências da Motricidade. Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, Brasil. 2011.

MEYER, P. F.; ODDSSON, L. I. E.; LUCA, C. J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 156, p. 505–512, 2004.

MICHAELS, C. F.; CARELLO, C. **Direct perception**. Estados Unidos: Prentice-Hall, 1981.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v.19, n.2, p. 11-18, 2006.

MORAES, R.; BEDO, B. L. S.; SANTOS, L. O.; BATISTELA, R.A.; SANTIAGO, P. R. P.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Additional haptic information provided by anchors reduces postural sway in young adults less than does light touch. **Frontiers in Neuroscience**, 2018.

MORAES, R.; MAUERBERG-DECASTRO, E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. **Motriz**, Rio Claro, v. 15, n. 2, p. 263-272, 2009.

MORIOKA, S.; HIYAMIZU, M.; YAGI, F. The effects of an attentional demand tasks on standing posture control. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**, v. 24, p. 215–219, 2005.

NASHNER, L. M. Sensory feedback in human posture control. Doctor of science. Department of Aeronautics and Astronautics. Massachusetts institute of technology. 198 folhas.1970.

PÉRICO, B. C.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; PESTANA, M. B.; PORTO, L. A.; MAGRE, F. L.; PACHECO, S. M. Estabilidade locomotora durante a condução de um cão. **Motriz**, Rio Claro, v. 19, n. 3, p. S57-S67, 2013.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, p. 1097–1118, 2002.

RILEY, M. A.; STOFFREGEN, T. A.; GROCKI, M. J.; TURVEY, M. T. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 18, p. 795-817, 1999.

SANTOS, L. O.; MOURA, F. H. V.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 29, n. 3, p. 487-495, 2015.

STOFFREGEN, T. A.; BARDY, B. G.; BONNET, C. T.; PAGULAYAN, R. J. Postural stabilization of visually guided eye movements. **Ecological Psychology**, v. 18, n. 3, p. 191–222, 2006.

STOFFREGEN, T. A.; HOVE, P.; BARDY, B. G.; RILEY, M.; BONNET, C. T. Postural stabilization of perceptual but not cognitive performance. **Journal of Motor Behavior**, v. 39, n. 2, p. 126–138, 2007.

STOFFREGEN, T. A.; PAGULAYAN, R. J.; BARDY, B. G.; HETTINGER, L. J. Modulating postural control to facilitate visual performance. **Human Movement Science**, v.19, p.203-220, 2000.

STOFFREGEN, T. A.; SMART, L. J.; BARDY, B. G.; PAGULAYAN, R. J. Postural stabilization of looking. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 25, n. 6, p. 1641 – 1658, 1999.

TURVEY, M. T.; FONSECA, S. T. The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. **Journal of Motor Behavior**, v. 46, 143-187, 2014.

VUILLERME, N., NOUGIER, V. Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 84, p. 1560-1563, 2003.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, Oxford, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait & Posture**, Oxford, v. 16, p. 1–14, 2002.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) (Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12)

Você está convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “*Perturbação durante a exploração háptica afeta o controle postural durante tarefas supra-posturais de ancoragem dinâmica*” realizada para trabalho de mestrado da aluna Fernanda Lopes Magre, portadora do RG 49.354.153-6, estudante do Programa de Pós-graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, campus de Rio Claro, responsável pelo estudo e sob orientação da Profª Drª Eliane Mauerberg de Castro, do Departamento de Educação Física da mesma universidade (UNESP/Campus Rio Claro - SP).

O objetivo desta pesquisa será investigar se uma tarefa supra-postural motora realizada com o sistema ancora é capaz de se acoplar funcionalmente com o sistema de controle da postura a fim de manter o seu equilíbrio. Neste estudo, buscamos compreender melhor como o contato das mãos com superfícies e materiais, cordas, ajudam pessoas jovens a manter o equilíbrio do corpo.

Para isso, você terá um encontro comigo na Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP) em Rio Claro, conforme sua preferência e disponibilidade. No encontro você será submetido (a) à primeira etapa do estudo onde responderá a um questionário sobre seu estado de saúde, físico e mental, padrão de atividade física e vida diária, e dados demográficos em geral. Este questionário inclui diversas perguntas relativas à sua rotina pessoal (ex. tarefas do dia-a-dia, qualidade de vida independente, nível de atividade física, uso de medicações, etc.). Tais perguntas podem causar constrangimentos, estresse ou confusão mental, para que estes riscos sejam minimizados, a aplicação dos questionários será individual sempre em ambiente privado com um profissional qualificado da área de saúde envolvido neste estudo. Caso não queira ou não saiba responder a alguma questão, poderá deixar em branco sem nenhum questionamento ou embaraço.

Em seguida, você fará uma tarefa de equilíbrio que consiste em ficar em pé com os pés descalços e em posição tandem (pés um na frente do outro) sobre uma plataforma de força que mede a sua oscilação corporal. Nessa posição você irá realizar duas tentativas com duração de 30 segundos cada, para cada contexto experimental, sempre com os olhos vendados. Cada contexto será realizado em duas sessões em dias distintos, e o intervalo entre essas sessões não poderá ser maior que 2 semanas. A primeira sessão que se chama “sessão de ancoragem tradicional” é composta por uma tarefa com o sistema âncora, que consiste em uma corda de nylon com um peso (i.e., um saquinho com areia dentro) com aproximadamente 500 gramas anexo a sua extremidade, que será segurada por você ao longo da tarefa postural. A segunda sessão que se chama “sessão de ancoragem solta” é composta por uma tarefa com a corda de nylon sem qualquer peso anexo a extremidade. As condições de tarefa serão as mesmas para as duas sessões, mudando somente a forma de ancoragem. No total, você irá realizar 20 tentativas por sessão, e cada sessão terá duração máxima de 45 minutos. Com relação a tarefa de equilíbrio, os riscos se limitam a perda de equilíbrio, especialmente por você estar vendado(a). Este risco será minimizado pela presença de um auxiliar à sua frente que irá ampará-lo(a) antes de uma potencial queda ocorrer. Além disso, disponibilizaremos de um espaço livre de obstáculos para realizar essa tarefa. Ainda assim, se algum acidente com maiores consequências ocorrer durante a pesquisa, você será prontamente socorrido e se necessário, encaminhado para um pronto-atendimento da rede pública de saúde.

Todas as informações coletadas no estudo serão confidenciais e seu nome não será divulgado em hipótese alguma, sendo que as informações do estudo serão utilizadas somente para fins acadêmicos. A participação neste projeto não ocasionará nenhuma despesa a você e, pelo fato da sua participação não ser remunerada, não haverá qualquer benefício financeiro. Você terá liberdade de desistir de participar do estudo a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. A qualquer momento você poderá solicitar esclarecimentos sobre a pesquisa diretamente aos pesquisadores envolvidos no estudo.

Se você se sentir suficientemente esclarecido sobre essa pesquisa, seus objetivos, eventuais riscos e benefícios, convido-o(a) a assinar este Termo, elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com você e outra comigo.

Rio Claro, ____ de _____ de 201__

Dados sobre a pesquisa:

Título do Projeto: Perturbação durante a exploração háptica afeta o controle postural durante tarefas supra-posturais de ancoragem dinâmica

Dados sobre o participante da pesquisa:

Nome: _____

Documento de Identidade: _____

Sexo: _____ **Data de Nascimento:** ____/____/____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____

Pesquisador responsável: Fernanda Lopes Magre

Documento de identidade: 49.354.153-6

Instituição: Programa de Pós-graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, DHT – UNESP, Rio Claro, SP. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Laboratório da Ação e Percepção, Departamento de Educação Física – IB/UNESP

Endereço: Rua: 24 – A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro – CEP: 13506-900

Dados para Contato: e-mail: fe.magre@yahoo.com.br

Orientadora: Eliane Mauerberg de Castro

Cargo/função: Professora adjunta, credenciada junto ao Programa de Pós-graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias

Instituição: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Campus Rio Claro

Endereço: Rua: 24 – A, 1515 - Bela Vista – Rio Claro – CEP: 13506-900

Dados para Contato: mauerber@rc.unesp.br

Assinatura do pesquisador responsável

Assinatura do participante

Dados do Comitê de Ética em Pesquisa

CEP/IB/UNESP – Rio Claro

Av. 24^a, 1515 – Rio Claro/SP

Telefone: (19) 3526 9678

APÊNDICE B –Questionário de Avaliação Demográfica e Estado Físico e de Saúde

Questionário de Avaliação Demográfica e Estado Físico e de Saúde

Nome: _____
 Data de Nascimento: ____/____/____ Data de Coleta: ____/____/____
 End./Bairro: _____
 Cidade/UF: _____
 Estatura (m): _____ Massa Corporal (kg): _____ Gênero: ()M ()F

Opção de respostas: N = não; S = sim; NS = não sabe; NR = não recorda

1) É formado(a)? _____ Se em curso, qual sem/ano? Curso (indique grad ou PG)? _____

2) Trabalha? ()S ()N Profissão? Ocupação Atual?

3) Possui alguma destas dificuldades?

Visual: ()S ()N Se sim, usa óculos? ()S ()N

Auditiva: ()S ()N Se sim, usa aparelho auditivo? ()S ()N

Motora: ()S ()N Se sim, usa algum aparelho? ()S ()N Qual?

Outra: ()S ()N Qual?

4) Possui alguns destes problemas de saúde ou agravos?

() Pressão arterial elevada () Epilepsia/Convulsões () Neuropatias () Artrite () Diabetes

() Outra: _____ () Nenhum

5) Sofreu algum acidente nos últimos anos? ()S ()N ()NS ()NR

6) Se afirmativo, após o acidente, houve alguma modificação na sua saúde?

() Fraqueza generalizada () Cansaço () Apatia () Falta de ar () Problemas de memória

() Febre () Taquicardia () Dor no peito () Outro: _____

7) Você já teve alguma doença ou sofreu qualquer lesão que tenha afetado o seu equilíbrio?

()S ()N Se sim, qual doença ou lesão? _____

8) Quantos medicamentos você ingere diariamente? _____

9) Faz auto-medicação? ()S ()N Qual(is)? _____

10) Faz uso de álcool ou entorpecentes? ()S ()N ()NS ()NR

11) Esteve hospitalizado no último ano? ()S ()N ()NS ()NR Se sim, quanto tempo? _____ Qual o motivo da internação? _____

12) Como você descreve a sua saúde hoje? (Faça um círculo em torno do número correspondente)

1 Insatisfeito 2 Muito pouco satisfeito 3 Pouco satisfeito 4 Mais ou menos satisfeito 5 Muito satisfeito 6 MUITÍSSIMO satisfeito

13) Tem medo ou preocupação em cair? (Faça um círculo em torno do número

correspondente)

1 Não 2 Um pouco 3 Moderadamente 4 Muito 5 Extremamente

14) Sofreu alguma queda com lesão nos últimos 12 meses? ____ Se sim, quantas? ____ Quando a última queda ocorreu? ____

15) Se caiu, que tipo de lesão ocorreu? () Fratura () Luxação () Trauma craniano () Escoriação () Contusão () Corte () Outra: ____

16) Houve perda da consciência? () S () N () NS () NR

17) Como se sente hoje? () cansado () triste () desmotivado () doente () enjoado () com tontura () com resfriado/gripe () com pressa () ansioso () me sinto bem

Observações Gerais:

II. Atividades físicas diárias, de lazer e esportivas

1. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)

0. Eu nunca subo escadas

1. 1 – 5

2. 6 – 10

3. Mais de 10

2. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?

0. Eu nunca saio

1. Carro

2. Transporte público

3. Bicicleta

4. Caminhando

3. Com que frequência faz compras?

0. Nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)

1. Uma vez por semana

2. Duas a 4 vezes por semana

3. Todos os dias

4. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?

0. Eu nunca saio

1. Carro

2. Transporte público

3. Bicicleta

4. Caminhando

5) Se ativo, quais atividades físicas costuma realizar? () Caminhada () Corrida

() Ginástica geral () Musculação () Dança () Alongamento ()

Outra: ____

6) Você pratica algum esporte?

Esporte 1

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Esporte 2

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

7) Você tem alguma atividade de lazer?*Atividade 1*

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 2

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNESP - INSTITUTO DE
BIOCIÊNCIAS DE RIO CLARO
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Perturbação durante a exploração háptica afeta o controle postural durante tarefas supra-posturais de ancoragem dinâmica

Pesquisador: Fernanda Lopes Magre

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 68669617.0.0000.5465

Instituição Proponente: Instituto de Biociências de Rio Claro/ Universidade Estadual Paulista -

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.119.059

Apresentação do Projeto:

Trata de um estudo de mestrado da aluna Fernanda Lopes Magre, sob orientação da Dra. Eliane Mauerberg de Castro, Programa de Pós-graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro. O presente estudo visa investigar possíveis efeitos de uma tarefa supra-postural no controle postural de adultos.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo do presente estudo é investigar se uma tarefa supra-postural motora realizada com o sistema ancora é capaz de se acoplar funcionalmente com o sistema de controle da postura a fim de manter o equilíbrio do participante.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos decorrentes da participação no estudo, de acordo com a proponente, são mínimos e relacionados a possíveis quedas decorrentes da manutenção da postura em pé quieta. Para minimizar, o participante será assistido por um dos pesquisadores. Ainda, caso ocorra, embora muito improvável, alguma queda, medidas de auxílio e socorro são previstas. Finalmente, o sigilo das informações será garantido e preservado.

Foi mencionado que o benefício da realização do estudo consiste em compreender o papel da

Endereço: Av.24-A n.º 1515
Bairro: Bela Vista **CEP:** 13.506-900
UF: SP **Município:** RIO CLARO
Telefone: (19)3526-9678 **Fax:** (19)3534-0009 **E-mail:** cepib@rc.unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
BIOCIÊNCIAS DE RIO CLARO
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL



Continuação do Parecer: 2.119.059

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO CLARO, 14 de Junho de 2017

Assinado por:
Débora Cristina Fonseca
(Coordenador)

Endereço: Av.24-A n.º 1515
Bairro: Bela Vista CEP: 13.506-900
UF: SP Município: RIO CLARO
Telefone: (19)3526-9678 Fax: (19)3534-0009 E-mail: cepib@rc.unesp.br