UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE PSICOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PSICOBIOLOGIA

GABRIELLA ANDREETA FIGUEIREDO

**A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural
imediatamente após esforço físico**

Ribeirão Preto – SP

2018

GABRIELLA ANDREETA FIGUEIREDO

**A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural
imediatamente após esforço físico**

Tese apresentada à Faculdade de
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão
Preto – USP, como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Doutor em
Ciências.

Área de concentração: Psicobiologia

Orientadora: Eliane Mauerberg-deCastro

Ribeirão Preto - SP

2018

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Figueiredo, Gabriella Andreeta

A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural imediatamente após esforço físico. Ribeirão Preto, 2018.

122p.: il. fig. ; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências. Área de concentração: Psicobiologia.

Orientador: Mauerberg-deCastro, Eliane.

1. Controle postural. 2. Sistema háptico. 3. Esforço físico.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Gabriella Andreeta Figueiredo “A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural imediatamente após esforço físico”

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Ciências. Área:

Psicobiologia.

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof (a). Dr (a). Eliane Mauerberg de Castro (orientadora)

Instituição: FFCLRP – Universidade de São Paulo / Universidade Estadual Paulista,
Campus Rio Claro

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof (a). Dr (a). _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

*Dedico este trabalho a minha louca
família, por todo incentivo, amor e carinho
oferecido e por estarem ao meu lado em
todas as etapas da minha vida acadêmica.*

AGRADECIMENTOS

Hoje estou aqui agradecendo mais uma importante conquista profissional. Não diria que seria a mais importante, porque todas as outras com certeza foram tão importantes como essa. Entretanto, com certeza essa terá sempre um gostinho especial de superação.

Gostaria de agradecer em particular a minha orientadora Eliane Mauerberg-DeCastro, pelos ensinamentos acadêmicos e pela confiança em meu trabalho. Afinal foram 8 anos de orientação, desde de quando cheguei ao laboratório no ano de 2010 até os dias de hoje. Obrigada por suas incansáveis correções, sempre com o objetivo de colaborar com a minha formação e aprimoramento da minha evolução profissional. Suas contribuições para realização desse trabalho foram fundamentais e imprescindíveis.

Gostaria de agradecer ao CNPQ e a Capes pelos financiamentos concedidos, sem os quais esta empreitada não se viabilizaria. Também agradeço a todos aqueles que se voluntariaram, seja por amizade, curiosidade ou boa vontade, a participar desse estudo.

Durante esses 8 anos de participação no Laboratório de Ação e Percepção (LAP), tive o prazer de compartilhar momentos acadêmicos, pessoais e muito trabalho com amigos e colegas. Gostaria de agradecer a cada um que esteve comigo durante essa jornada. Obrigada pelos ensinamentos profissionais e pessoais, pelas coletas eternas, pelo trabalho em conjunto, pelo PROEFA de toda semana e é claro pelas festas. Ninguém faz pesquisa sozinho. Com certeza a realização desta pesquisa em grande parte se deve ao comprometimento desse Laboratório.

Gostaria de agradecer a Universidade Estadual Paulista, UNESP, Rio Claro, pela participação como uma Instituição coparticipante nesse estudo, na qual me deu todo suporte logístico para que as coletas e o desenvolvimento desse trabalho fossem realizados da melhor maneira.

Também não poderia deixar de agradecer àqueles que me deram um lar nos anos em trânsito que vivi em Ribeirão Preto. Tia Dulce (in memoriam), Tio Paulo e Ana Márcia (in memoriam). Obrigada por me acolherem em Ribeirão Preto.

Gostaria de agradecer de uma forma especial a minha família. Pai e Mãe. João e Cristina, muito obrigada por estarem sempre ao meu lado. Agradeço profundamente todo o apoio que recebi e recebo constantemente de vocês. Com certeza vocês também chegam ao fim dessa etapa junto comigo. Caio, obrigada por todo o apoio e por estar sempre junto, independente da furada em que eu me meter. Sou muito agradecida por ter você como irmão. Você é o meu orgulho, e só para lembrar né: “ninguém sabe o que eu passei”. Gostaria de agradecer ao meu avô Anésio, que apesar de não entender muito bem o que esse processo significa, sempre me apoiou. A minha avó Teresinha, que hoje não está mais entre nós, mais que de algum lugar muito especial, está olhando por mim e dando aquele sorriso. Aos meus avós Osmar e Lídia, que sempre me incentivaram, e me apoiaram. Vocês participaram da alegria que foi ingressar no doutorado, é uma pena que fisicamente não possam ver a concretização desse sonho. Mas tenho certeza que de onde estiverem a alegria que sinto por essa minha conquista também é a alegria de vocês. Amo todos vocês família linda.

O que seria de nossas vidas sem os amigos. Com certeza uma chatice. Gostaria de agradecer a todos aqueles que se fizeram presentes e aqueles que por circunstâncias da vida estiveram ausentes, mas não menos importantes. Aos amigos de longa data, e aos que apareceram recentemente. Muito obrigada por todo o apoio. Aos amigos da nataço (“Carij”, Gianella, Edinho, Gui, e famlia Master Rio Claro) o meu muito obrigada por entrarem na minha vida nessa etapa to conturbada, vocs foram imprescindveis para manter a minha sanidade fsica e mental nessa jornada.

Gostaria de fazer um agradecimento especial a Ana Beatriz, Thayn e Nara “Rodrigues”. Obrigada por me acompanharem de perto nessa etapa final do trabalho, me apoiando, me incentivando e proporcionando vrios cafs, “gordices” e *piercing*.

E como nada disso aconteceria sem o seu consentimento, gostaria de agradecer a Deus. Pois sem ele nada disso seria possvel. Obrigada Deus e aos amigos da espiritualidade por sempre estarem do meu lado quando eu mais precisei.

Chego ao fim dessa jornada acadmica com uma gratido enorme por todos aqueles que direta ou indiretamente fizeram parte desse processo.

*“Você vai ser espectador de você mesmo até o fim, é melhor que se encante com o que faz”
(Clovis de Barros Filho)*

RESUMO

Figueiredo, G., A. (2018). A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural imediatamente após esforço físico. Tese de Doutorado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

A atividade exploratória em tarefas de ancoragem háptica exerce um efeito positivo em tarefas desafiadoras ao controle postural. A melhora ou redução da instabilidade postural em tarefas de ancoragem foi comprovada em diversos grupos (i.e., adultos jovens, adultos idosos, crianças, e participantes com deficiência) e condições experimentais (i.e., variados níveis de complexidade de tarefa postural). O problema deste estudo foi analisar em contextos de tarefas posturais se existe uma relação entre o desequilíbrio homeostático provocado pelo exercício físico de esforço máximo (que afeta o sistema postural pelo impacto no sistema autônomo) e o sistema háptico (que integra adicional estratégia de controle voluntário ao sistema postural). O objetivo do nosso estudo foi testar se a informação háptica proporcionada pelo uso do sistema âncora exibe efeitos imediatos de atenuação dos níveis de instabilidade postural aumentada pela fadiga geral decorrente do exercício físico máximo. O sistema âncora incorpora atividade exploratória simultânea à execução de uma tarefa postural desafiadora. O contexto de ancoragem inclui o manejo de dois cabos flexíveis com cargas anexas em suas extremidades que possibilita a exploração háptica. Neste estudo, dois grupos foram compostos, um grupo experimental com vinte e três adultos jovens fisicamente ativos e um grupo controle composto de dez adultos jovens. Ambos os grupos realizaram duas sessões experimentais (com âncora; sem âncora) com tarefas de controle postural. Para o grupo experimental, as duas sessões consistiram em: a. uma tarefa de equilíbrio antes do esforço físico, b. um protocolo incremental de esforço, e c. tarefas de equilíbrio após o protocolo de esforço realizados em 4 diferentes momentos até 15 minutos. Para a indução do esforço físico, utilizamos um protocolo incremental máximo em esteira ergométrica, e as duas sessões experimentais foram realizadas em dias diferentes com prazo máximo entre elas de 14 dias. O grupo controle realizou as mesmas sessões, entretanto o protocolo de indução ao esforço físico foi substituído por um período equivalente de descanso. O objetivo da existência do grupo controle foi verificar a presença de um efeito de aprendizagem durante a execução das tarefas. Os resultados para o grupo experimental das variáveis relacionados ao deslocamento do CT, no domínio do tempo mostraram que a informação háptica proveniente do sistema âncora atenuou a instabilidade postural durante condições de tarefas de controle postural onde o participante encontrava-se sob os efeitos da fadiga. Em todas as condições experimentais, o exercício físico máximo na esteira produziu um aumento na oscilação postural, como esperado. Entretanto, quando a informação háptica foi associada na tarefa experimental, a oscilação postural foi significativamente diminuída. Embora a informação háptica tenha atenuado significativamente os efeitos da fadiga geral sobre os níveis de oscilação postural, a velocidade de recuperação dos valores basais da oscilação postural foi, na condição de ancoragem, reduzida dada sua proximidade com os valores de oscilação típicos da tarefa sem a fadiga. Os resultados do grupo controle demonstraram que as tarefas utilizadas não foram suficientes para promover um efeito de aprendizagem. O organismo a partir de estímulos de curto prazo compensou os efeitos de degradação do equilíbrio provocados pela fadiga. A informação háptica foi útil para o sistema de controle da postura compensar os efeitos de perturbação causados pela fadiga.

Palavras chave: controle da postura; sistema háptico; esforço físico

ABSTRACT

Figueiredo, G., A. (2018). The use of haptic sense in tasks of postural control immediately after physical effort. Tese de Doutorado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Exploratory activity during haptic anchoring has a positive effect during challenging postural control tasks. In such case, improvement of postural stability has been demonstrated in a variety of groups (i.e., young adults, older adults, children, and disabled participants) and experimental conditions (i.e., different levels of postural task complexity). The issue of this study is to analyze in contexts of postural tasks whether there is a relation between the homeostatic imbalance caused by maximal physical exertion (that affects the postural system by the impact on the autonomic system) and the haptic system (which integrates additional strategy of voluntary control to the postural system). The purpose of our study was to test whether the haptic information provided by the use of the anchor system exhibits immediate effects on attenuation of postural instability levels increased by general fatigue caused by maximal physical exertion. The anchor system incorporates simultaneous exploratory activity to the execution of a challenging postural task. The anchoring context includes the handling of two flexible cables with loads attached at their ends that enable haptic exploration. In this study, two groups were composed, an experimental group with twenty-three physically active young adults and a control group composed of ten young adults. Both groups performed two experimental sessions (with anchor, without anchor) with tasks of postural control. For the experimental group, the two sessions consisted of: a. balance tasks before physical effort, b. exposure to an incremental exercise protocol, and c. balance tasks after the exercise protocol distributed in 4 periods up to 15 minutes. To induce physical exertion, we used a maximum incremental protocol on a treadmill, and two experimental sessions were conducted on different days with a maximum of 14 days between them. The control group performed the same sessions, however the protocol of induction to physical effort was replaced by an equivalent period of rest. The aim of the control group was to verify the presence of a learning effect during the execution of the tasks. The results for the experimental group of variables related to CT displacement in time domain showed that haptic information from the anchor system attenuated postural instability during conditions of postural control tasks where the participant was under effects of fatigue. In all experimental conditions maximal physical exercise on the treadmill increased postural oscillation, as expected. However, when the haptic information was associated with the experimental task, the postural sway was significantly decreased. Although haptic information significantly attenuated the effects of general fatigue on postural sway the rate of recovery of the basal values of the postural sway was, in the anchoring condition, reduced because of its proximity to the typical oscillation values of the task without the fatigue. The results of the control group demonstrated that the tasks used were not enough to promote a learning effect. The organism from short-term stimuli compensated for the effects of balance degradation caused by fatigue. Haptic information was useful for the posture control system to compensate for the disturbance effects caused by fatigue.

Keywords: control of posture; haptic system; physical effort

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Hastes flexíveis presas no parafuso central da célula de carga	48
Figura 2. Disposição dos equipamentos para coleta de dados. No lado esquerdo da foto a plataforma de força, e do lado direito a esteira ergométrica utilizada.	48
Figura 3. Design da tarefa utilizando o sistema âncora na posição tandem, sem e com o sistema de ancoragem.	51
Figura 4. Delineamento experimental das condições do estudo para o grupo experimental.....	52
Figura 5. Delineamento experimental das condições do estudo para o grupo controle.	53
Figura 6. Estatocinesigramas com as elipses ajustadas de um dos participantes do estudo nas diferentes condições experimentais (esforço com e sem ancoragem), com os pés na posição tandem.....	60
Figura 7. Média e desvio padrão para a condição sem âncora e para a condição com âncora da área da elipse ajustada em centímetros.....	62
Figura 8. Média e desvio padrão para ambas as condições e diferentes momentos da Distância percorrida do CP em centímetros.....	63
Figura 9. a) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-AP) b) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ML).....	65
Figura 10. a) Velocidade Média anteroposterior (VM-AP) b) Velocidade Média mediolateral (VM-ML).	67
Figura 11. a) Root Mean Square do CP (RMS-AP) b) Root Mean Square do CP (RMS-ML).	69

Figura 12. Força média de puxada em Newtons nos diferentes momentos.....	70
Figura 13. Pico máximo da força de puxada em Newtons nos diferentes momentos. ..	71
Figura 14. Média e desvio padrão para a condição sem âncora e para a condição com âncora da área da elipse ajustada em centímetros para o grupo controle.	72
Figura 15. Média e desvio padrão para ambas as condições e diferentes momentos da Distância percorrida do CP em centímetros e suas interações para o grupo controle.	73
Figura 16. a) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-AP) b) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ML) para o grupo controle.	75
Figura 17. a) Velocidade Média anteroposterior (VM-AP) b) Velocidade Média mediolateral (VM-ML) para grupo controle.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Média e desvio padrão da idade, características antropométricas e classificação do IPAQ do grupo experimental.	46
Tabela 2. Média e desvio padrão da idade, características antropométricas e classificação do IPAQ do grupo controle.	47
Tabela 3. Protocolo de Bruce (1973), incrementos de velocidade e inclinação.	49
Tabela 4. Média e desvio padrão dos marcadores fisiológicos e bioquímicos, momentos de recuperação da frequência cardíaca, e tempo de duração do protocolo incremental de esforço do grupo experimental.	58
Tabela 5. Tabela 6. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Amplitude média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05	64
Tabela 6. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Velocidade média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05.	66
Tabela 7. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável RMS de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano mediolateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05.	68
Tabela 8. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Amplitude média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05	74

Tabela 9. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Velocidade média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05 76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LAP. Laboratório de Ação e Percepção

PSE. Percepção subjetiva de esforço

FC. Frequência Cardíaca

CP. Centro de pressão

AMO. Amplitude média de oscilação

VM. Velocidade média de oscilação

RMS. Root Mean Square

F50. Frequência com 50% do espectro de potência do sinal

F80. Frequência com 80% do espectro de potência do sinal

F95. Frequência com 95% do espectro de potência do sinal

Fpred. Frequência predominante

Fmédia. Frequência Média

ANOVA. Análise de variância

MANOVA. Análise de multivariância

AP. Anteroposterior

ML. Mediolateral

PSE. Percepção subjetiva de esforço

SUMÁRIO

1. Introdução	18
2. Revisão da Literatura	21
2.1 Controle postural, sistemas sensoriais e mecanismos ação-percepção	21
2.2. Sistema háptico e a hipótese de tensegridade	23
2.3. A ancoragem háptica no controle da postura	25
2.2 Alterações na homeostase do organismo que alteram o controle da postura.....	32
2.4. Informação háptica como meio de suprimir os efeitos de fadiga no controle postural.....	39
3. Objetivo.....	42
4. Hipótese.....	43
5. Método	44
5.1 Procedimentos éticos	44
5.2 Participantes	44
5.3 Local	47
5.4 Equipamentos e Materiais.....	47
5.5 Protocolo de indução ao esforço	49
5.6 Procedimentos para a coleta de dados	50
5.7 Procedimentos para a análise dos dados	54
5.7.1 Dados do CP	54
5.7.2 Dados do sistema âncora (células de carga)	55
5.8. Análise estatística.....	55
6. Resultados.....	57
6.1 Resultados grupo experimental.....	57
6.1.1 Marcadores fisiológicos e bioquímicos	57
6.1.2. Resultados das variáveis do CP	59
6.1.3. Área da elipse.....	59
6.1.4. Distância percorrida do centro de pressão	62
6.1.5 Amplitude média de oscilação	63
6.1.6 Velocidade média.....	65
6.1.7 Root Mean Square do CP.....	67
6.1.8 Resultados das variáveis das células de carga	69

6.2 Resultados grupo controle.....	71
6.2.1. Área da elipse.....	71
6.2.2. Distância percorrida do centro de pressão	72
6.2.3 Amplitude média de oscilação	73
6.2.4 Velocidade média de oscilação	75
7. Discussão	78
7.1 Informação háptica e padrões de respostas fisiológicas	78
7.2 Efeitos imediatos da fadiga geral no controle da postura sob a ausência da suplementação háptica	80
7.3 Contribuição da informação háptica para o controle da postura imediatamente após esforço físico máximo.....	82
7.4 Perfil e velocidade de recuperação no curso do tempo após esforço físico máximo sem suplementação háptica.....	89
7.5 Contribuição da informação háptica em relação ao perfil e velocidade de recuperação após esforço físico máximo	90
7.6 Efeito de aprendizagem durante as tarefas posturais – grupo controle.....	92
7.7 Manuseio e tração do sistema âncora para suplementação da informação háptica	94
8. Conclusão.....	98
9. Limitações do estudo, sugestões e recomendações	99
REFERÊNCIAS	100
APÊNDICE A.....	113
ANEXO A	117

1. Introdução

O exercício físico é considerado em algumas situações de demanda de esforço um aspecto interveniente ao controle da postura. Os seus efeitos da fadiga relacionados à perturbação do sistema postural são de consenso comprovados na literatura (Paillard, 2012). Por exemplo, o organismo exposto a um exercício fisiológico exaustivo que cause grande déficit de oxigênio pós-exercício, ou até mesmo após uma caminhada na qual a intensidade seja superior ao limiar de acúmulo de lactato podem degradar o controle da postura (Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997; Mello, DeOliveira, & Nada, 2010). O controle postural é comumente descrito como a capacidade de manter ou restaurar o equilíbrio e pode ser avaliado através da aquisição de dados do centro de massa e ou do centro de pressão em relação à base de apoio que inferem sobre a oscilação corporal (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000; Ruhe, Fejer, & Walker, 2010). Quando o organismo é alterado por uma significativa condição de fadiga decorrente do exercício físico, a capacidade do sistema de controle em manter ou retificar o equilíbrio se torna prejudicada. Consequentemente, sob condições de fadiga, o organismo aumenta a sua oscilação postural.

Com o interesse em identificar estratégias ou intervenções destinadas a diminuir a oscilação corporal, alguns estudos sugerem a adição de informação háptica ao sistema de controle postural para diminuir a oscilação do organismo (Holden, Ventura, & Lackner, 1994; Jeka & Lackner, 1995; Mauerberg-deCastro, 2004). As descobertas em relação à suplementação da informação háptica em tarefas posturais são bastante robustas na literatura (Jeka & Lackner, 1994; Lackner, Rabin, & Dizio, 2001; Rabin, Dizio, & Lackner, 2006; Riley, Stoffregen, Grocki, & Turvey, 1999; Vuillerme, Isableu, & Nougier, 2006), porém, pouco sabemos como a informação háptica integra-se aos efeitos da fadiga, e se a mesma preserva sua função na diminuição da oscilação corporal.

A adição da informação háptica no contexto de tarefas posturais pode se dar por diferentes maneiras. Ela pode ser mediada por ferramentas rígidas e não rígidas que dão acesso a dados sobre a superfície de apoio, ou mesmo mediada do contato direto ou indireto entre indivíduos com a mesma intenção de orientação no espaço (Kinsella-Shaw & Turvey, 1992; Jeka, 1997; Johannsen, Guzman-Garcia, & Wing, 2009; Johannsen, Wing, & Hatzitaki, 2012; Mauerberg-deCastro, Tavares, Costa, Périco, Pestana, & Porto, 2013a; Reynolds, & Osler, 2014). Ferramentas que as pessoas usam de forma exploratória auxiliam na diminuição da oscilação corporal, como é o caso de uma pessoa cega que usa

a bengala para navegar no espaço, mas também proporcionam referências de orientação úteis ao sistema postural. Ferramentas rígidas como a bengala não precisam ser utilizadas com propósito de apoio mecânico, e um simples e leve toque pode ser o suficiente para proporcionar referências espaciais para um corpo atingir níveis funcionais de equilíbrio (Jeka, 1997). Com esta premissa, Mauerberg-deCastro (2004) demonstrou que ferramentas não rígidas também suplementam informação para estabilizar o sistema de controle postural e, assim, ela propôs um modelo de ancoragem háptica para ilustrar como o mecanismo de ação-percepção participa com propósito adaptativo.

Para observarmos o efeito da interação entre sistema háptico e sistema de controle postural, o presente estudo utilizou o modelo de suplementação de informação háptica através do “sistema âncora” proposto originalmente por Mauerberg-deCastro (2004). O sistema de ancoragem háptica inclui movimentos exploratórios durante a leve e ativa puxada de cabos flexíveis em forma de tração da porção terminal conectada a cargas que repousam em contato contínuo com uma superfície. Esses movimentos de manipulação exploratória do sistema âncora integram de forma dinâmica a informação háptica que permite ampliar a referência espacial útil ao sistema postural. Estratégias exploratórias se alternam devido à demanda da tarefa (e.g., momentos de repouso ou puxadas entre as mãos com variada intensidade, ou variação na forma coordenativa em fase ou fora de fase, ou randômica). Geralmente, as tarefas mais desafiadoras induzem o indivíduo a incrementar a atividade exploratória em busca de informação. A interação entre ancoragem e controle postural é o resultado de um sistema auto-organizado que, embora com características voluntárias, não depende de um processo de controle consciente sob uma atividade epistêmica que calcula deliberadamente os ajustes necessários à correção da postura (Mauerberg-deCastro, Moraes, Tavares, Figueiredo, Miranda, & Costa, 2014). Os resultados em experimentos de ancoragem em tarefas posturais em geral demonstram que o organismo utiliza de forma eficiente o fluxo de informação háptica proveniente do sistema âncora que, conseqüentemente, auxilia no controle da postura (Mauerberg-deCastro et al., 2014).

Sabemos que estados alterados do organismo que incluem a degradação no controle postural após exercício intenso devem ser compensados de alguma maneira. Por exemplo, em provas atléticas ou modalidades esportivas que combinam preciso controle do equilíbrio (Hrysomallis, 2011), estratégias de compensação geralmente incluem a prática de longo e médio prazo em programas de treinamento (i.e., várias fases da periodização no treinamento esportivo). Movimentos que exigem precisão para finalizar

uma demonstração atlética dependem do controle postural tanto do corpo como um todo como de seus segmentos; essas são demandas comuns em modalidades como ginástica artística, provas de *biathlon* (a precisão do controle postural para posicionar o braço para realizar prova de tiro com rifle é associada aos efeitos de fadiga após ciclos da prova de resistência com esqui em plano), tiro com rifle, arremessos de lances livres no basquete, entre outras (Barbieri, Rodrigues, Polastri, Barbieri, de Paula, Milioni, & Zagatto, 2017; Mononen, Kontinen, & Viitasalo, 2007; Platzer & Raschner, 2009). Efeitos de depleção pelo esforço sobre o organismo e, em decorrência, degradação ao controle postural, podem ser atenuados pela prática e pelo condicionamento físico que, como dito anteriormente, dependem de estímulos de médio e longo prazo.

Entretanto, não sabemos se estímulos de curto prazo também compensam os efeitos de degradação do equilíbrio causada pelo esforço físico intenso, ou qual a extensão da compensação, se essa de fato ocorrer. Poderia a estimulação suplementar ao mecanismo de controle postural reorganizar a resposta do organismo à fadiga e otimizar a informação no ciclo ação-percepção? Ou seja, incorporar a informação háptica em tarefas posturais sob condições de fadiga geral possibilitaria um desacoplamento dos seus efeitos perturbadores a postura? Poderiam variáveis fisiológicas ser modificadas em sua expressão de fadiga pelo engajamento consciente e deliberado pela busca de referências espaciais para controle postural e, como produto final, resultar também em recuperação do equilíbrio homeostático, além da diminuição da oscilação postural? Será que no curso do tempo de recuperação dos efeitos da fadiga a informação háptica poderia acelerar o seu processo, fazendo com que o organismo se recupere mais rápido em relação ao controle da postura com a suplementação háptica? Sabemos que incorporar a informação háptica em tarefas posturais também pode promover efeitos de prática decorrente do uso de ferramentas hápticas. No caso da suplementação háptica via sistema âncora alguns efeitos de prática são observados, principalmente à curto prazo. Essa situação pode gerar uma dificuldade em separar a dissipação dos efeitos da fadiga dos efeitos relacionados à prática, se eles ocorrerem. Seriam os efeitos de prática advindos da utilização do sistema âncora ou da simples prática na tarefa postural passíveis de observação num curto período de repetições?

2. Revisão da Literatura

2.1 Controle postural, sistemas sensoriais e mecanismos ação-percepção

O equilíbrio do corpo nunca está em condição absolutamente estática. Mesmo em uma posição de máxima estabilidade, a atitude postural nunca é totalmente constante. A dinâmica dos líquidos no organismo, assim como pequenas contrações dos músculos cardíacos e respiratórios relacionados à atividade metabólica interna induzem o organismo a oscilações posturais contínuas (Conforto, Schmid, Camomilla, D'alessio, & Cappozzo, 2001). Assim, a manutenção da postura pode ser entendida como um processo de recriação permanente de estados de equilíbrio, e a sua precisão depende do uso das informações provenientes das modalidades sensoriais integradas (Assländer & Peterka, 2014; vanEmmerik & vanWegen, 2002).

A manutenção da postura ereta no ser humano está estritamente relacionada com ações corretivas do organismo que objetivam manter o corpo perto de um ponto de equilíbrio. Para a manutenção desse ponto de equilíbrio existe uma interação complexa entre sistemas sensório-motores (e.g., sistema vestibular, somatosensório, e visão integrados com funções eferentes como os reflexos e automatismos) e os mecanismos da ação-percepção (e.g., sistema háptico) que visam manter o controle da postura e a orientação do corpo no espaço (Ting, 2007).

Os sistemas sensoriais estão diretamente envolvidos com a organização do sistema postural através de uma relação dinâmica e totalmente inter-relacionada com estruturas de ação. Eles fornecem ao sistema nervoso central informações específicas sobre a posição e o movimento do corpo dentro de um sistema de referências no espaço. A contribuição relativa de cada sistema sensorial pode mudar dependendo de condições ambientais ou inerentes ao próprio organismo. Dentre os sistemas sensoriais que estão a serviço do sistema de controle da postura, a visão desempenha um papel central. Porém, quando suprimida, outras modalidades perceptivas podem integrar informações suplementares sobre o layout espacial (Riley et al., 1999; Turvey, 1996). A suplementação sensorial e a utilização da informação háptica, por exemplo, podem ser integradas ao controle da postura por um processo de ação-percepção útil à reorganização do sistema postural (Frissen, Ziat, Campion, Hayward, & Guastavino, 2012; Shumway-Cook & Woollacott, 2003).

Para atingir a meta de controle antigravitacional, o ciclo ação-percepção integra a atividade de componentes musculoesqueléticos (i.e., ossos, músculos, tendões, bursas, articulações e ligamentos) e neurais (Massion, Alexandrov, & Frolov, 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2003). Embora muitos mecanismos subjacentes ao sistema postural funcionem no nível do automatismo para neutralizar ou até mesmo limitar o comprometimento no equilíbrio provocado por demandas impostas pelas inesperadas situações de uma tarefa, do ambiente ou do organismo, algumas estratégias compensatórias num nível voluntário podem ser adotadas pelo indivíduo (Massion, Alexandrov, & Frolov, 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2003). A atividade voluntária pode ser ilustrada no momento de uma instabilidade significativa que pode vir a causar uma queda onde o indivíduo, além das reações posturais automáticas, acaba utilizando estratégias exploratórias com o intuito de buscar referências adicionais ao sistema de orientação postural. Neste caso, ao sofrer uma desestabilização devido a um tropeço, uma pessoa pode exibir movimentos exploratórios com os braços e as mãos na tentativa de tocar alguma superfície de referência que ajude a evitar uma queda. A informação háptica obtida por essa estratégia de ação (toque) exploratória são extremamente informativas para a reorganização postural. A informação adquirida a partir dessas ações exploratórias durante essa busca dinâmica realizada pelo sistema háptico pode ajudar na manutenção da posição do corpo no espaço. Dessa maneira o sentido háptico não se caracteriza como um receptor passivo de informação, na realidade ele seleciona e aperfeiçoa as sensações de acordo com os objetivos e percepções atuais (Gibson, 1962). A percepção háptica combina em um único sistema informações sensoriais da pele, articulações e receptores musculares com o propósito de detectar informação importante e relevante do ambiente. Dessa maneira através da percepção háptica o organismo detecta informação dos contextos ambientais que emerge do contato exploratório do organismo com objetos adjacentes ou superfícies (Gibson, 1966).

O funcionamento do sistema háptico frequentemente está relacionado com atividades de exploração manual ativa. Em termos gerais, a exploração háptica permite a identificação das características físicas de objetos (i.e., centro de massa, superfície, propriedades inerciais, temperatura, viscosidade, etc.) a partir da estimulação de mecanorreceptores da pele, músculos, tendões e articulações (entradas cinestésicas) (Lederman & Klatzky, 2009). Segundo Mauerberg-deCastro et al. (2014), em tarefas posturais, o sistema háptico combina de forma dinâmica a informação de entradas cutâneas e cinestésicas que são integradas em um processo de ação-percepção via

comportamento exploratório. Deste processo, a detecção de padrões de energia e suas configurações suplementa informação háptica significativa ao sistema de controle postural ou de controle de outras habilidades comportamentais (Moraes & Mauerberg-deCastro, 2017). Além disso, o sistema háptico evoluiu para incluir a detecção de parâmetros temporais invariantes que emergem da estrutura espaço-temporal de matrizes ambientais (Cabe, 2011; Cabe & Hofman, 2012; Gibson, 1966). Enquanto os elementos individuais de uma experiência com a mudança de movimento (e.g., distância a alvos, o fluxo de campo visual, etc.), as leis físicas que regem a distribuição de massa dos músculos e dos objetos em contato com a mão (e.g., inércia, momentos de inércia, e ressonância vibratória) permanecem perceptivamente constante ou invariante (Carello, Silva, Kinsella-Shaw, & Turvey, 2008; Carello & Turvey, 2004; Michaels & Carello, 1981). Por exemplo, quando um indivíduo maneja um objeto, as forças que atuam nos músculos, tendões e ligamentos resultam em impressões metricamente precisas e apropriadas à disposição espacial do que está sendo explorado. Essas impressões estão subordinadas às leis físicas dos parâmetros invariantes (por exemplo, as propriedades do objeto tais como a distribuição de massa, momentos estáticos e inércia, e outros parâmetros desconhecidos) (Carello & Turvey, 2004).

2.2. Sistema háptico e a hipótese de tensegridade

Turvey e Fonseca (2014), a fim de compreender como se opera a transferência de padrões de informação no sistema háptico, apresentaram a hipótese da tensegridade multifractal. Essa hipótese baseada no modelo de biotensegridade definido por Fuller e Applewhite (1975), coloca que a base para o entendimento do funcionamento dos sistemas e subsistemas que compõem um organismo está relacionada com a tensão e compressão contínua e descontínua de estruturas em formato de um icosaedro de tensegridade. Um sistema de tensegridade é caracterizado pela sua capacidade de sustentar sua integridade mecânica por meio da tensão contínua e compressão descontínua (Levin, 2006). Desta forma, um equilíbrio de forças dinâmico é estabelecido, gerando um esforço de tração interna preexistente que estabiliza toda a estrutura. Os músculos, tendões, ligamentos e a *fáscia* são elementos de tensão, enquanto que os ossos são elementos de compressão (Turvey & Fonseca, 2014). Atualmente a utilização do modelo de biotensegridade vem sendo utilizada para explicar os mecanismos subjacente ao sistema háptico que integram padrões de energia modulados da tensegridade em forma

de informação. Ou seja, informação é o padrão da energia configurado para uma tarefa que, por sua vez, impõe a restrição (i.e., vínculo) funcional adaptativa ao organismo (Mauerberg-deCastro, E., comunicação pessoal, 15 de janeiro de 2018).

Na hipótese da tensegridade multifractal, a “chave” para as funções do sistema háptico está relacionada com a deformação temporária de tecidos (Levin, 2002). A deformação tecidual temporária atinge múltiplas magnitudes e escalas de comprimento, desde de um nível micro ao nível macro celular. O sistema, ao sofrer uma perturbação imposta (i.e., uma pressão externa), altera a sua configuração mecânica (além do status termodinâmico, elétrico e químico dos tecidos e órgãos), de modo a redistribuir a tensão em todo o sistema, reestabelecendo a sua tensão isométrica (Proefeta & Turvey, 2018). Esse estado de tensão isométrica é resiliente e imediatamente responsivo a estresses mecânicos externos. Nessa proposição, o organismo equilibra os componentes de tensão interconectados: o tecido mole dos músculos, ligamentos e *fáscia*; e componentes isolados de compressão: os ossos.

Assim, no meio físico, a propagação e distribuição de distúrbios mecânicos deve fluir coletivamente em diferentes escalas biológicas (desde a deformação mecânica no nível celular até o corpo como um todo) e em contato com o meio (e.g., uso de ferramentas para exploração ou mesmo anexas o corpo) (Mauerberg-deCastro et al., 2014). Com a tensão contínua e compressão descontínua de células, as redes de tecido tornam-se padrões dinâmicos produzindo informação em uma escala comportamental (Turvey & Carello, 1995, 2011, 2017). As transmissões desses padrões de deformação vão além da transmissão via músculo-tendão, e o que existe é uma abordagem integrativa multinível (Huijing & Baan, 2003). O tecido conjuntivo, ou *fáscia*, as fibras musculares, os músculos e os ossos integram essa transmissão. Tais transmissões podem acontecer de maneira intramuscular, intermuscular e extramuscular, isoladamente ou em combinação (Langevin & Huijing, 2009), e incluir elementos não-biológicos adjacentes ao corpo (Mauerberg-deCastro et al., 2014).

Uma estrutura de tensegridade é imediatamente e globalmente sensível a qualquer força local aplicada (Carello, Silva, Kinsella-Shaw, & Turvey, 2009). Os elementos individuais que compõem a estrutura imediatamente se reorientam quando a estrutura é deformada ou a força é aplicada a um elemento, e eles o fazem reversivelmente, quando a força aplicada é retirada, a estrutura volta imediatamente a sua forma original (Ingber, Wang, & Stamenović, 2014). A disposição interna das configurações de tensegridade determina o comportamento da estrutura quando as forças externas são aplicadas.

Diferentes arranjos de tensegridade podem ser formados com alterações de movimentos, estados fisiológicos e bioquímicos, ou até mesmo com a suplementação de diferentes informações. Distúrbios mecânicos inerentes do próprio organismo ou induzidos, provocam mudanças no equilíbrio das forças na distribuição da tensão. Por exemplo suplementar a informação háptica via toque leve ou sistema âncora em uma tarefa de controle postural altera a distribuição da tensão, alterando esses arranjos. De maneira comportamental em geral, para esse exemplo, esse novo rearranjo se expressa na diminuição da oscilação postural (Burton, 1993; Jeka, 1997; Gentaz, Baud-Bovy, & Luyat, 2008). O conjunto dessas tensões nas estruturas de tensegridade do corpo, suas transformações e seus aspectos invariantes constitui a base da propagação e acoplamento da informação háptica decorrente da exploração do ambiente, de objetos em contato direto com o próprio corpo ou ligados ao mesmo. Deste modo, as alterações decorrentes da deformação temporária do tecido pelo uso da suplementação da informação háptica se propagam por todo o organismo em diferentes escalas funcionais, já que as forças tensionais serão transferidas e distribuídas ao longo das estruturas conforme a demanda da tarefa. Demandas posturais associadas à fadiga advinda de esforço físico, por exemplo, configuram um padrão de energia informativa ao organismo. A presença da fadiga exige uma reorganização estrutural do organismo em busca do equilíbrio homeostático; e essa reorganização promove um padrão de energia no organismo que, associado a uma tarefa de controle da postura, acaba criando uma demanda adaptativa ou disruptiva—dependendo do critério de sucesso da tarefa.

2.3. A ancoragem háptica no controle da postura

Para elucidar a contribuição da informação háptica durante uso de ferramentas que atenuam a instabilidade postural, tomamos os experimentos clássicos utilizando o paradigma do “toque leve” (Clapp & Wing, 1999; Jeka & Lackner, 1994, 1995; Lackner, Rabin, & Dizio, 2001; Rabin & Dizio, 2001; Reginella, Redfern, & Furman, 1999). Jeka e Lackner (1994, 1995) demonstraram que tocar levemente uma superfície com os dedos com uma pressão inferior a 0,4 Newtons de modo que não ofereça apoio mecânico reduz significativamente a oscilação corporal. A amplitude da oscilação do corpo nesses casos reduz em até 50% (Jeka & Lackner, 1994; Lackner, Rabin, & Dizio, 2001; Holden, Ventura, & Lackner, 1994; Jeka et al., 1997; Vuillerme, Isableu, & Nougier, 2006; Bolton, Mcilroy, & Staines, 2011). A redução da oscilação pode ser observada em

experimentos que manipularam a posição dos pés, nível de aplicação de força e condições visuais. Aqui, o tato háptico é utilizado com uma informação sensorial adicional ao sistema postural.

Baldan, Alouche, Araujo, e Freitas (2014), em uma revisão sistemática, reconheceram o efeito do toque leve em indivíduos saudáveis, assim como em indivíduos com déficits do sistema nervoso central, do canal de comunicação sensorial, na fadiga muscular, em idosos e em indivíduos com perda vestibular. Esses autores indicam que os grupos que apresentam maiores níveis de oscilação (i.e. idosos, pessoas com déficits do sistema nervoso central, no canal de comunicação sensorial ou com perda vestibular) ou em tarefas que induziram a fadiga muscular, conseguem aproveitar de maneira mais eficiente as informações hápticas advindas do toque leve.

Além de superfícies rígidas, a informação háptica foi testada em aparatos de contato do tipo flexível (Lackner, Rabin, & Dizio, 2001), móvel (Albertsen, Jean, & Berton, 2010, 2012), no próprio corpo (Nagano et al., 2006), em diferentes segmentos corporais (da Silva, dos Santos & Moraes, 2016), durante a marcha (Dickstein & Laufer, 2004), durante a marcha em idosos utilizando o sistema âncora (daSilva, Manciop, Mauerberg-deCastro & Moraes, 2015), além de meios de contato biológico (Mauerberg-deCastro et al., 2014). Por exemplo, em estudos de Périco et al. (2013) e Mello (2012), os autores observaram a influência da percepção háptica na estabilidade locomotora de um grupo de indivíduos saudáveis ao andar em uma trave de equilíbrio enquanto simultaneamente conduzindo um cão. Nestes estudos, as aferências hápticas eram mediadas pela guia do cão a qual o participante manjava. Nas condições em que os participantes foram privados da visão, houve uma melhora significativa nas variáveis analisadas da marcha em comparação com a condição sem o cão. Em um outro estudo de Mauerberg-deCastro et al. (2013a), resultados similares foram encontrados com deficientes intelectuais. A exploração e a detecção da informação háptica proveniente do uso da guia contribuiu na melhora da estabilidade locomotora na ausência da visão mesmo quando a informação háptica se apresentou com padrões de imprevisibilidade (i.e., a condução de um cão).

A eficiência da suplementação da informação háptica para a diminuição da oscilação postural via sistema âncora proposto por Mauerberg-deCastro (2004), vem sendo relatada na literatura em vários contextos experimentais. Calve e Mauerberg-deCastro (2005) observaram como crianças de 5, 6 e 7 anos utilizam o sistema âncora durante a marcha sobre uma trave de equilíbrio. Nesse estudo foi encontrado que o status

do desenvolvimento das crianças que participaram do estudo influenciou nas estratégias de controle utilizadas. As crianças de 7 anos de idade aproveitaram melhor os benefícios da suplementação háptica via ancoragem do que as crianças de 5 e 6 anos de idade. Os autores observaram também que a utilização de diferentes cargas anexas (500g ou 125g) não afetaram a maneira como a ancoragem foi utilizada. Mauerberg-deCastro (2004) no seu estudo inicial em que propõe o sistema âncora, encontrou que diferentes cargas utilizadas (i.e., 125g, 250g, 500g e 1kg) para uma tarefa estática unipodal em adultos jovens também mostraram resultados semelhantes entre si. A presença de apenas uma mínima resistência é necessária para que a ancoragem aconteça e para que a suplementação da informação háptica esteja presente, o que confirma o papel da informação sutil já observada nos estudos com toque leve.

Em estudos em que a suplementação da informação háptica é realizada via toque leve encontramos que a pressão realizada pelo toque fica em torno de 0,4 a 0,7 Newtons. Já para a suplementação via sistema âncora, Mauerberg-deCastro et al. (2014) demonstram que os valores de tração das âncoras ficam próximos a 2 Newtons em indivíduos normais durante tarefas em postura ortostática, pés paralelos, e com privação da visão. De maneira geral, os resultados referentes à força de tração das âncoras parecem ser o dobro dos reportados em estudos com toque leve. Fato que ocorre em decorrência da característica particular do uso do sistema âncora; estar ancorado durante uma tarefa de controle da postura implica em um maior conjunto de graus de liberdade durante a movimentação das hastes flexíveis—diferentemente da tarefa realizada com o toque leve em que a exploração é restrita a uma pequena superfície apoio. Também observamos que em relação à direção da força aplicada a manipulação das âncoras também é diferente. Nas tarefas que utilizam o toque leve, a direção de contato acontece em uma única direção (pressão de cima para baixo), e o contato é direto e não mediado. Já na ancoragem as estratégias de tração das hastes do sistema âncora se alternam em decorrência da exigência da tarefa, embora elas não ofereçam nenhum tipo de suporte mecânico seus valores de tração são maiores quando comparados aos valores do toque leve.

Quando as cargas das âncoras são sensores dinamômetros (i.e., células de carga) fixados no chão, a taxa de puxada do sistema âncora, entre 0,8 N e 2 N, indica que a sensibilidade sutil na manipulação é fundamental para orientar o sistema postural. Apenas segurar um cabo sem resistência distal parece insuficiente para o sistema háptico detectar informação sobre as referências espaciais úteis ao sistema postural. Costa, Manciopi, Mauerberg-deCastro, e Moraes (2015) observaram que tarefas de marcha tandem sobre

uma linha realizadas por idosos com condições sem informação háptica adicional, ou com o uso do sistema âncora somente com cordas flexíveis sem carga anexa não diferem entre si e somente quando ancorado com o sistema tradicional, o grupo reduziu os valores da aceleração do tronco. O efeito “placebo” no caso da ancoragem sem a resistência distal mostra que a subtração da informação sobre a superfície de suporte no sistema âncora afeta negativamente o sistema postural, anulando os efeitos de ancoragem háptica.

Em uma comparação entre sistema âncora e toque leve, recentemente, Hedayat, Moraes, Lanovaz, e Oates (2017) analisaram como a suplementação de informação com diferentes ferramentas hápticas (i.e., toque leve e sistema âncora) afeta o controle do corpo na marcha. O estudo realizou uma comparação entre a utilização do sistema âncora e do toque leve realizado em um trilho rígido. Os adultos jovens que participaram do estudo realizaram 5 diferentes condições da tarefa proposta. A tarefa consistia em caminhar um percurso de 10 metros, 3 vezes de olhos abertos, 3 vezes de olhos fechados. As condições consistiam em: caminhar sem nenhum tipo de toque; caminhar tocando levemente os trilhos rígidos; caminhar utilizando as âncoras; caminhar replicando apenas a movimentação dos braços da condição com um leve toque nos trilhos; caminhar replicando apenas a movimentação dos braços como se estivessem utilizando o sistema âncora. Os resultados desse estudo demonstram que a velocidade máxima do tronco mediolateral diminuiu com o uso das duas ferramentas hápticas. Entretanto quando os autores comparam a utilização da ancoragem versus o toque leve em um trilho rígido para a mesma variável, observaram uma maior diminuição ao usar as âncoras. Usar as âncoras se difere do toque leve em termos de tarefa, assim diferentes estratégias de controle são utilizadas para cada uma das ferramentas.

Em um estudo de Moraes et al. (submetido, 2018) uma comparação entre os dois paradigmas, toque leve e sistema âncora foi realizado em uma tarefa postural estática. Os autores reportam que os dois paradigmas são eficientes para diminuição da instabilidade postural. Entretanto o toque leve realizado com as duas mãos apresenta um maior efeito de estabilização da postura comparado ao toque leve realizado apenas com uma das mãos. Um outro achado interessante é que estar ancorado com as duas mãos não resulta em grandes diferenças em relação à sua eficiência do que estar ancorado apenas com uma mão. As diferenças ocorrem em contraste com o paradigma de toque leve, sendo o último mais eficiente ao controle da postura. A dinâmica inerente de utilização de cada paradigma reflete nos resultados encontrados. Embora o toque leve pareça ser mais

eficiente, em alguns contextos de tarefa (ou seja, a demanda postural imposta) a ancoragem pode apresentar maiores benefícios.

Em uma tarefa postural em que a suplementação da informação se dá via sistema âncora também encontramos que a complexidade da tarefa postural realizada durante o uso da ancoragem pode interferir nos seus benefícios. Mauerberg-deCastro et al. (2010), com a premissa de avaliar se o uso do sistema âncora dependeria de estratégias cognitivas na sua manipulação, avaliaram um grupo com deficiência intelectual. A presença do déficit cognitivo associa-se com dificuldades de atenção. Executar as tarefas de ancoragem (controlar os cabos esticados e ao mesmo tempo manter as cargas anexas no chão) depende de um processo voluntário e de mecanismos de atenção para tomada de decisão. Os participantes desse estudo foram privados da visão e realizaram a tarefa postural sobre a superfície de uma trave de apoio em duas diferentes elevações (10 cm e 20 cm) na posição de pés paralelos (dedos e calcanhar permaneceram fora do contato com a trave de equilíbrio). Os resultados revelaram que a capacidade cognitiva de quem faz o uso da ancoragem pouco tem impacto em como eles utilizam as âncoras. Embora os autores tenham discutido a característica heterogênea do grupo com deficientes intelectuais, os participantes se beneficiaram do uso da informação háptica via sistema âncora. Ainda, na tarefa mais desafiadora (20 cm de altura) para variável velocidade média de oscilação foi observado uma diminuição de cerca de 67% no plano anteroposterior e de 27% no plano mediolateral na velocidade média em relação à altura de 10 cm cuja redução foi de cerca de 20% no plano anteroposterior e de 11% no plano mediolateral.

Dascal, Okazaki, e Mauerberg-deCastro (2012) também encontraram que idosos saudáveis, ao utilizar a informação háptica via sistema âncora, diminuíram os níveis de oscilação postural quando associados a uma dificuldade da tarefa. Neste estudo, a diminuição da amplitude média de oscilação mediolateral foi de aproximadamente 16% na condição de ancoragem sem o uso da visão e pés em tandem quando comparado à mesma condição, entretanto sem o uso da ancoragem. Nesse caso, a dificuldade da tarefa foi associada à falta da visão e à diminuição da base de suporte dos pés (i.e., tandem).

Com o intuito de observar o efeito da complexidade da tarefa na marcha em tandem em idosos e adultos jovens, Costa, Santos, Mauerberg-deCastro e Moraes (2017), utilizarem em seu estudo dois níveis de dificuldade da tarefa proposta. Os dois grupos participantes do estudo (idosos e adultos jovens) realizaram uma caminhada em tandem em linha reta. A complexidade da tarefa foi observada em duas condições. Uma condição

de caminha em tandem foi executada em uma linha nivelada com o solo (5 metros de comprimento e 0,02 metros de largura) e a outra condição em um aparato de madeira com uma superfície ligeiramente menor que a base de suporte do pé e ligeiramente mais alta do que o solo (5 metros de comprimentos, 0,06 metros de altura do chão e 0,08 metros de largura). Os resultados demonstram que as âncoras contribuíram para reduzir a aceleração do tronco no plano frontal para ambos os grupos independente da condição em relação a complexidade da tarefa imposta. Nesse estudo a complexidade da tarefa imposta, neste caso, caminhar em tandem em uma superfície ligeiramente mais alta e com uma menor base de apoio não influenciou a maneira como os idosos e adultos jovens utilizaram o sistema âncora.

Em um outro estudo sobre efeito de complexidade com o sistema âncora, Costa (2014) avaliou em adolescentes com paralisia cerebral, primeiro, se a dificuldade de controle postural associada à deficiência neuromotora poderia limitar as estratégias de utilização das âncoras; segundo, como os níveis de complexidade na tarefa influenciam a ancoragem háptica nestas condições de deficiência. A paralisia cerebral frequentemente é acompanhada por déficits sensorio motores, perceptivos e em alguns casos cognitivos. Em seus achados, a autora demonstrou que, de maneira global, a presença de pistas hápticas fornecidas pela ancoragem permitiu uma menor oscilação postural (cerca de 12% para a variável *path length* com visão e superfície instável, e cerca de 35% sem a visão e a superfície instável). Quando a tarefa impôs maior desafio (i.e., sem visão ou em uma superfície instável, ou na associação das duas), as pistas hápticas fornecidas pela ancoragem foram melhor aproveitadas. A diminuição da oscilação também foi observada para as outras variáveis utilizadas no estudo (Velocidade média de oscilação anteroposterior e mediolateral; Amplitude média de oscilação anteroposterior e mediolateral) para a tarefa com maior exigência de controle.

Outro fator relacionado ao uso do sistema âncora está atrelado seu efeito de prática. Mauerberg-deCastro, Moraes, e Campbell (2012), interessados em avaliar o efeito de curto prazo na retenção da diminuição da oscilação postural após a utilização do sistema âncora, realizaram um estudo utilizando também um grupo de adultos com deficiência intelectual (20 participantes). Neste estudo novamente os resultados corroboraram que a informação háptica suplementada via sistema âncora desempenhou um papel importante em relação a diminuição da instabilidade postural. Para os valores referentes à variável *path length* entre os momentos pré-prática e pós-prática, os autores encontraram valores cerca de 23% menores no pós-prática para os indivíduos com

deficiência intelectual. A tarefa na condição pós-prática foi realizada sem a ancoragem para observar uma transferência e um efeito de curto prazo em relação a prática com o uso da ancoragem. O grupo composto por 20 adultos jovens sem deficiência intelectual também se beneficiou da ancoragem. Entretanto para esse grupo quando comparado os momentos pré-prática e pós-prática foi encontrado efeitos maiores na diminuição da oscilação postural (valores cerca de 34% menores no pós-prática para a variável *path length* comparados ao pré-prática) do que os encontrados pelo grupo composto por deficientes intelectuais. Os resultados apresentados pelo estudo indicam que um estímulo de prática de curto prazo em tarefas posturais desafiadores com o sistema âncora podem ser úteis para modificar a dinâmica intrínseca do organismo e reduzir a oscilação postural imediatamente ao seu uso. Para fortalecer os achados deste estudo é interessante observar também que os efeitos de prática de curto prazo quando o sistema âncora não estava presente, não proporcionaram nenhuma transferência como observado com a ancoragem. Assim os efeitos de prática relacionados neste estudo estavam estritamente relacionados à demanda postural imposta somada à suplementação da informação háptica e não somente à demanda postural.

Freitas, Moraes, e Mauerberg-deCastro (2013) avaliaram o efeito do uso prolongado do sistema âncora com diferentes frequências de uso também para população idosa. O estudo foi composto por 3 grupos que utilizavam diferentes frequências de prática. Um grupo realizou 100% de prática (60 ensaios com as âncoras), o segundo grupo que realizou 50% de prática (30 ensaios com as âncoras randomicamente distribuídas com a condição sem âncora) e um grupo controle que realizou 100% de prática, entretanto sem o uso do sistema âncora. Todos os grupos cumpriram as fases de pré-prática, prática e pós-prática imediata (após fase prática) e tardia (após 24 horas da fase prática). Em relação aos achados desse estudo, observamos que para os três grupos que a variável *path length* foi reduzida para ambos os grupos entre os blocos de prática e no pós-prática imediata. Entretanto somente para o grupo onde a prática foi de 50% os resultados apresentaram uma menor oscilação corporal para a fase pós-prática tardia, ou seja, retenção. Os valores encontrados para a variável distância percorrida do CT foram cerca de 12% menores no momento pós-prática tardia para o grupo de 50% de frequência de prática quando comparados com o momento pré-prática. Os autores afirmam que o contraste entre as tentativas com e sem âncora no grupo de 50% pode ter contribuído para o sistema postural se adaptar e, assim, demonstrar maior eficiência no controle da postura.

De maneira geral, observamos que a adição da informação háptica pela ancoragem é eficiente para diminuir a oscilação corporal. Os efeitos do uso do sistema âncora relacionados à diminuição da oscilação postural em tarefas posturais desafiadoras são observados imediatamente quando o sistema âncora é incorporado à tarefa. Nos achados relacionados a postura estática parece de fato que a complexidade da tarefa afeta a maneira como o sistema âncora se comporta. Entretanto, em estudos com marcha a complexidade da tarefa parece ainda não estar muito bem esclarecida. Observamos também a possibilidade de algum efeito de prática e transferência desse efeito relacionado ao uso do sistema âncora.

Dentro da perspectiva de entendimento do organismo como um sistema de biotensegridade, mecanismos relacionados ao sistema háptico em tarefas de ancoragem refletem alteração funcional nas estruturas do organismo via deformação dos tecidos em contato com a ferramenta não-rígida. O resultado comportamental é um melhor controle da postura. Ao retirar a informação háptica suplementar, o organismo mostra uma tendência a retornar aos padrões tensionais iniciais nas estruturas do sistema postural. Os achados sobre efeitos de curto prazo da prática com o uso da ancoragem—principalmente de maneira não intermitente—revelam que os arranjos tensionais provocados pela suplementação da informação háptica podem exercer um processo adaptativo relativamente duradouro (i.e., quando a tarefa é realizada sem o sistema âncora imediatamente após prática com seu uso). Mesmo que a mudança no padrão de tensão afete funcionalmente as estruturas em curto prazo, a informação háptica parece se constituir num estímulo à reorganização plástica do organismo e seus centros de controle. Uma maneira prática de ver a sobreposição de efeitos da informação háptica na reorganização funcional (do sistema postural) é induzir o organismo a variações extremas em sua homeostase. Alteração na homeostase induzida por fadiga decorrente de exercício físico, por exemplo, afetam não só os padrões de tensegridade (energia mecânica), mas de energia química, termodinâmica e elétrica.

2.2 Alterações na homeostase do organismo que alteram o controle da postura

Sabemos que exercícios físicos promovem grandes impactos no organismo relacionados as alterações fisiológicas, bioquímicas e mecânicas. Essas alterações podem ser observadas durante a prática do exercício físico, imediatamente depois ou até mesmo de maneira crônica (permanente) após o exercício físico. Os seus efeitos variam de acordo

com o tipo de exercício físico e da sua intensidade. De maneira comportamental também sabemos que o exercício físico realizado de maneira sustentada também promove durante sua execução e imediatamente após alterações no sistema postural.

Dentre as inúmeras variáveis que afetam o sistema postural, a fadiga ou o esforço provocado pelo exercício físico é um dos fatores que causa elevados níveis de instabilidade postural. Os exercícios físicos, de natureza geral (movimentação do corpo como um todo, tais como caminhar, correr ou andar de bicicleta) e local (como repetição de movimentos segmentares simples, ou a manutenção de atividades musculares isométricas), contribuem para alterar a eficácia do controle postural (Springer & Pincivero, 2009). O stress fisiológico provocado pelo exercício físico desequilibra a homeostase do organismo apresentando um aumento da atividade metabólica interna (acarretando em acúmulo de produtos metabólicos, e.g., lactato sanguíneo), aumento na movimentação de líquidos internos, aumento das concentrações hormonais (i.e., cortisol), assim como modificação dos padrões cardiorrespiratórios (i.e., aumento da frequência cardíaca; hiperventilação). É provável ainda que essas alterações fisiológicas afetem toda a arquitetura celular e tecidual do organismo devido à busca constante pelo reestabelecimento da homeostase.

De fato, a literatura demonstra que exercícios físicos independente de sua natureza (i.e., geral ou local) promovem um déficit na regulação postural provocando uma maior instabilidade neste sistema (Bove, Faelli, Tacchino, Lofrano, & Cogo, 2007; Burdet & Rougier, 2004; Derave, Clercq, Bouckaert, & Pannier, 1998; Derave, Tombeux, Cottyn, Pannier, & Clerc, 2002; Fox, Mihalik, Blackburn, Battaglini, & Guskiewicz, 2008; Gauchard, Ganglof, Vouriot, Mallié, & Perrin, 2002; Hoffman, Gilson, Westenburg, & Spencer, 1992; Lee, Moore, & Parry, 2003; Lepers, Bigard, & Diard, 1997; Mello, DeOliveira, & Nada, 2010; Nagy, Janositz, Feher-Kiss, Angyan & Horvath, 2004; Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997; Nardone, Tarantola, Galante, & Schieppati, 1998; Simoneau, Bégin, & Teasdale, 2006; Strang, Choi, & Berg, 2008; Vuillerme & Hintzy, 2007; Yaggie & Armstrong, 2004; Zemková & Hamar, 2014). As duas naturezas do exercício (i.e., geral ou local) em relação aos aspectos cinestésicos se diferenciam entre si. A maioria dos exercícios musculares gerais compreendem o deslocamento do corpo inteiro no espaço (i.e., correr e andar), enquanto a maioria dos exercícios musculares locais são realizados em uma condição estática (i.e., extensões de joelho, flexão do tornozelo, flexões de ombro) e geram apenas movimentos segmentares em vez de deslocamento do corpo inteiro.

No exercício de natureza geral, o aumento da instabilidade postural—com referência a uma situação de repouso—é observado imediatamente após a atividade física e perdura durante um tempo relativamente curto (cerca de 10 minutos) (Fox et al., 2008; Guidetti, Franciosi, Gallotta, Emerenziani, & Baldari, 2011; Susco, Valovich, Gansneder, & Shultz, 2004; Yaggie & Armstrong, 2004). Existem algumas contradições em relação ao tempo de recuperação. Alguns estudos apontam para até 20 minutos e outros apresentam um tempo maior (até uma hora) (Nardone et al., 1998; Susco et al., 2004; Wilkins, Valovich, Perrin, & Gansneder, 2004). Essas contradições estão relacionadas com a intensidade do exercício, o tempo que o indivíduo foi exposto ao desgaste fisiológico, hidratação do organismo, bem como qual parte corporal esteve em estado de fadiga (membros inferiores ou superiores). A característica do exercício físico (i.e., predominantemente anaeróbio ou aeróbio), assim como a condição de treinamento físico do indivíduo são fatores que diferem entre os estudos e influenciam diretamente para o surgimento dessas divergências (Paillard, 2012).

Demura e Uchiyama (2009), com objetivo de avaliar a influência do exercício predominantemente anaeróbio e predominantemente aeróbio sobre o controle postural estático, avaliaram quinze participantes utilizando um ciclo ergômetro de perna. A transição do repouso para o exercício é caracterizada por um aumento da frequência cardíaca, ventilação, débito cardíaco, temperatura corporal, ativação do sistema nervoso simpático e produção de lactato (acidose). Ao iniciar o exercício, as vias de energia anaeróbica são inicialmente recrutadas, e à medida que o exercício é sustentado por mais tempo, predominam as vias de geração de energia aeróbica (Mcardle, Katch, & Katch, 2011). Os autores encontraram que o exercício físico independente da sua capacidade fisiológica predominante (aeróbia ou anaeróbia) em relação aos padrões de dispersão do centro de pressão (área) e da velocidade refletiram em uma maior oscilação postural. Os efeitos fisiológicos e bioquímicos do exercício podem perdurar por cerca de 1 hora, enquanto que seus efeitos sobre o controle postural cerca de 10 a 20 minutos, embora não exista um consenso na literatura sobre esses valores. Nesse estudo, os autores encontram que em menos de 10 minutos os efeitos perturbadores do exercício físico à postura desapareceram. Uma das justificativas apresentadas pelos autores foi que a posição utilizada na tarefa para avaliar a postura (pés paralelos com olhos abertos) pode ter contribuído para uma rápida recuperação, em decorrência da tarefa imposta ser relativamente simples para uma população jovem.

A exemplo da influência da condição física do indivíduo Hebert, Corboy, Manago, e Schenkman (2011) apontam que a melhoria da condição aeróbia geral atenua os efeitos negativos da fadiga sobre os ajustes posturais. Assim como a melhora da condição aeróbia diminui a oscilação do corpo também em condições de repouso (Burgi, Meyer, Granacher, Schindler, Marques-Vidal, Kriemler, & Puder 2011; Steinberg, Eliakim, Pantanowitz, Halumi, Eisenstein, & Nemet, 2016b). Uma melhor condição física retarda a fadiga, melhorando a remoção de subprodutos metabólicos produzidos em decorrência dos músculos ativados. Essa fadiga seja local ou geral atrasada e a recuperação mais rápida diminuem a instabilidade postural (Pau, Ibba, & Attene, 2014, Pau, Ibba, Leban, & Scorcu, 2014).

Para mesma intensidade de exercício, caminhar na esteira ou pedalar em um ciclo ergômetro configura diferentes influências no controle da postura (Lepers, Bigard, & Diard, 1997). Ambos os exercícios se diferenciam em relação à topografia dos grupos musculares ativados e à natureza da ação muscular. A ativação muscular no ciclo ergômetro de perna, por exemplo, recruta muito mais os grupos musculares da coxa do que comparado ao caminhar (Ericson, Nisell, Arborelius, & Ekholm, 1985). A corrida em relação às ações musculares configura uma combinação de contrações concêntricas e excêntricas em maior nível de ativação do que durante uma caminhada. Em relação à natureza da ação muscular, pedalar gera principalmente ações concêntricas do tríceps sural, enquanto caminhar gera uma maior ativação de ações excêntricas do tríceps sural. Uma implicação adicional às ações musculares excêntricas, é que elas produzem uma maior magnitude de dano muscular do que as ações concêntricas (Vissing, Overgaard, Nedergaard, Fredsted, & Schjerling, 2008). Com o aumento da magnitude do dano muscular, temos a presença da diminuição temporária da força muscular que pode, nesse caso, deteriorar a propriocepção e perturbar os sentidos da força e da posição do membro (Paschalis, Nikolaidis, Giakas, Jamurtas, Pappas, & Koutedakis, 2007).

A diferença relacionada à característica de execução entre um tipo de exercício e outro também pode ser compreendida pelo impacto, ou alterações impostas no sistema vestibular em decorrência do tipo de movimentação realizada. Por exemplo, ao correr, os órgãos otolíticos (sensíveis às acelerações lineares tipicamente com valores em torno de 6 cm s^{-2}) são expressivamente ativados, já em um exercício estacionário (i.e., ciclo ergômetro de perna) não é suficiente para estimular os órgãos otolíticos da mesma magnitude. Movimentos repetitivos verticais e laterais da cabeça durante a corrida e a caminhada alteram a sensibilidade otolítica, diminuindo a contribuição da informação

vestibular para os sistemas de controle motor (Derave et al., 2002). Em geral, pode-se supor que as acelerações horizontais e verticais da cabeça induzidas pela corrida degradam a sensibilidade utricular (que detectam movimentos horizontais) e a sensibilidade sacular (que detectam movimentos verticais). Já o andar, induz principalmente acelerações horizontais que deterioram especialmente a sensibilidade utricular. O exercício estacionário como no ciclo ergômetro de perna não afeta a aceleração da cabeça significativamente para estimular os órgãos otolíticos como o faz na corrida ou durante uma caminhada. Embora seja difícil um exercício físico como caminhada e corrida de maneira isolada deteriorar a sensibilidade vestibular de um indivíduo a ponto de refletir no controle da postura, essas alterações somadas a distúrbios proprioceptivos e visuais podem degradar o controle da postura.

Algumas alterações que estão associadas com um quadro de indução ao esforço podem modificar padrões de normalidade do controle da postura. Por exemplo, a desidratação induzida pelo exercício muscular geral altera a função vestibular que, por sua vez, perturba o equilíbrio (Derave et al., 1998). A desidratação altera a função vestibular, especialmente pela perda de líquido endolinfático, o qual diminui a pressão labiríntica e, portanto, afeta a sensibilidade e a eficácia do controle postural (Lion, Bosser, Gauchard, Djaballah, Mallié & Perrin, 2010). Gauchard, Gangloff, Vouriot, Mallie, e Perrin (2002) encontraram que em exercícios submáximos em ciclo ergômetro de perna (potência correspondente a 60% do $\text{VO}_{2\text{max}}$) em ambas as condições (não hidratadas e hidratadas) o desempenho no controle postural foi diminuído. No entanto, na condição sem hidratação os participantes mostram uma maior alteração no controle da postura, comparada à condição com hidratação. Já Patel, Mihalik, Notebaert, Guskiewicz, e Prentice (2007) observaram que uma perda inferior ou igual a 5% da massa corporal não afeta o controle postural após um exercício em ciclo ergômetro de perna. A ingestão de líquidos pode ser responsável pela preservação das funções musculares e das aferências sensoriais que regulam com precisão o controle postural.

O comprometimento do equilíbrio pós-exercício normalmente está associado ao exercício prolongado, entretanto achados recentes (Zemková & Hamar, 2014; (Barbieri, Rodrigues, Polastri, Barbieri, de Paula, Milioni, & Zagatto, 2017) também mostram que exercícios intensos de curto prazo também associam-se com alterações na oscilação postural. A maior contribuição para essas alterações está mais relacionada com a hiperventilação do que à fadiga muscular propriamente dita. Bove et al. (2007), Strang et al. (2008) e Mello et al. (2010) evidenciaram que existe uma relação entre o consumo de

oxigênio e a perturbação postural. Esses autores especificam que a duração prolongada da perturbação postural após um exercício extenuante, como por exemplo, uma corrida em uma esteira ergométrica, pode estar associada a uma maior hiperventilação para captação de oxigênio (excesso de consumo de oxigênio pós-exercício). Essa suposição também pode ser corroborada pela correlação com valores próximos a 1 ($r = 0,964$) entre a velocidade média do centro de pressão e o nível de ventilação na fase de recuperação após exercício.

Lee et al. (2003) demonstraram que realizar uma corrida de 2 milhas concluída a 93% da frequência cardíaca máxima aumenta significativamente a oscilação postural, entretanto os mesmos autores não avaliaram se o mesmo resultado aconteceria caso a intensidade da corrida fosse menor. Nardone et al. (1997) também encontraram que após a realização de uma caminhada em esteira ou um exercício de ciclo-ergômetro de perna em uma intensidade superior ao limiar de lactato aumentou a oscilação corporal. Entretanto, Nardone et al. (1997) e Mello et al. (2010) não encontraram aumento na oscilação postural após uma caminhada quando a intensidade foi inferior a 60% da frequência cardíaca máxima ou corresponde a 70% do limiar ventilatório. Os autores supõem que quando a intensidade do exercício é menor do que o limiar de acumulação de lactato, a oscilação postural parece se manter inalterada. Pode-se supor que quando a intensidade de um exercício contínuo é menor que a correspondente ao limiar de acumulação de lactato, sua duração deve ser relativamente longa para perturbar o controle postural. Por isso um triátlon de longa distância ou um exercício em ciclo ergômetro de perna prolongado (60 min) de baixa intensidade afetam o controle postural (Burdet & Rougier, 2004; Mello, Oliveira, & Nadal, 2009).

Ruzic, Madarevic, Radman, Rakovac, e Sestan (2014) a fim de encontrar a existência de um limiar de equilíbrio, ou seja, uma zona de intensidade fisiológica onde a oscilação postural não seja perturbada, avaliou o equilíbrio em diferentes zonas de intensidade do exercício do repouso até a exaustão. Os autores encontraram que a oscilação postural aumenta mesmo quando a intensidade se encontrava na zona abaixo do limiar de lactato (frequência cardíaca $130,9 \text{ batimentos min}^{-1}$ e lactato $3,2 \text{ mmol/l}$). Assim, independente da zona de intensidade do exercício a oscilação postural aumentou.

Os efeitos perturbadores do exercício também podem ser observados durante um longo período, por exemplo durante grandes temporadas ou macro ciclos de treinamento. Steinberg et al. (2016a) observaram as respostas dos parâmetros de equilíbrio postural após a indução da fadiga geral durante um período longitudinal em jovens atletas. As

avaliações foram realizadas durante um ano de treinamento e três pontos foram selecionados para avaliação: início do ano, meio do ano e final do ano. Em cada avaliação os participantes foram induzidos ao esforço físico e avaliados antes do teste de esforço, imediatamente após, dez minutos após. Durante as três avaliações ao longo do ano de treinamento, os participantes manifestaram um comprometimento do equilíbrio postural imediatamente após a atividade aeróbica máxima em comparação com a condição sem esforço. Os participantes nos três diferentes momentos apresentaram uma melhora significativa após um descanso de 10 min comparado com a condição sem esforço. Além disso, independentemente da melhora da aptidão aeróbia nos testes de final de ano em comparação com os testes do início do ano, o equilíbrio postural deteriorou-se significativamente no final da temporada de treinamento comparado com o teste inicial.

Pensando nas consequências fisiológicas relacionadas a um exercício prolongado em uma intensidade submáxima (i.e., ultramaratonas) correlacionadas com o comprometimento da estabilidade postural Degache, Van Zaen, Oehen, Guex, Trabucchi, e Millet, (2014) encontraram que os parâmetros posturais foram significativamente alterados no final da corrida com um aumento do comprimento do centro de pressão de 36% na direção anterior posterior e 29% na direção mediolateral. Além de modificações na postura estática a fadiga geral também promoveu efeitos perturbadores durante a marcha pós indução a fadiga. Vieira, Souza, Lehnen, Rodrigues, e Andrade (2016) encontraram que após a indução da fadiga geral em indivíduos jovens a marcha foi negativamente comprometida, diminuindo a sua estabilidade. Em relação à recuperação, pelo menos 20 minutos foram necessários para que os parâmetros voltassem a condição sem fadiga. Esse tempo de recuperação segundo os autores também deve ser levado em consideração principalmente em modalidades esportivas para prevenção de lesões.

Além das características inerentes ao exercício físico, a maneira como a tarefa de controle postural é manipulada após a indução à fadiga também pode ampliar o seu efeito perturbador. Por exemplo, Bermejo, García-Massó, Huertas, Pablos, e Paillard (2015) encontraram que a fadiga amplia os seus efeitos perturbadores à postura quando associado a uma tarefa postural mais desafiadora. Nesse estudo, os autores testaram 3 diferentes posições em relação à base de suporte após a indução da fadiga geral: pés paralelos, tandem e semi tandem. Diferenças entre o efeito da fadiga nas 3 posições da base de suporte foram encontradas. Na tarefa tandem, os efeitos de perturbação no controle postural foram maiores. Especificamente nesse estudo a ideia de testar a posição tandem

e semi tandem surgiu em decorrência da sua proximidade em relação a uma postura da modalidade esportiva de tiro.

Observamos que as consequências fisiológicas, bioquímicas e mecânicas advindas do exercício físico provocam distúrbios posturais, entretanto em condições saudáveis o organismo desenvolve estratégias compensatórias para limitar esses efeitos. A forma mais eficiente do sistema em compensar os efeitos da fadiga é utilizar estratégias de compensação visual. Na maioria dos casos quando a visão é retirada, existe uma interação com a fadiga que altera os parâmetros do CP aumentando a sua oscilação (Soleimanifar, Salavati, Akhbari, & Moghadam, 2012).

Sabemos que estados alterados do organismo em decorrência da fadiga provocam alterações mecânicas, fisiológicas e bioquímicas no organismo. Observamos também que na hipótese da biotensegridade, o mecanismo base do sistema háptico está relacionado com a deformação temporária dos tecidos.

Em uma perspectiva de entendimento do organismo baseado na hipótese da biotensegridade, as atividades metabólicas internas, assim como os mecanismos fisiológicos e bioquímicos presentes no organismo respondem ao um mecanismo que é chamado de mecanotransdução. O organismo usa da arquitetura da sua biotensegridade para estabilizar sua forma integrando a estrutura e função das células, tecidos, órgãos e qualquer outra estrutura presente no organismo em busca do equilíbrio homeostático ou em resposta a alguma demanda imposta ao organismo. A tensegridade nas células e nas diferentes partes constituintes do organismo revela que o uso desse sistema arquitetônico para a sua organização estrutural fornece um mecanismo para integrar as partes ao todo. Dentro dessa perspectiva de biotensegridade, as trocas bioquímicas intracelulares são originadas a partir de forças aplicadas por um sistema de ativação molecular mecânico (mecanotransdução) (Wang, Tytell, & Ingber, 2009). Em um nível biofísico, alterar a forma ou as taxas de deformação (cinética) molecular podem influenciar diretamente as atividades bioquímicas (Ingber, 1997, 2006).

2.4. Informação háptica como meio de suprimir os efeitos de fadiga no controle postural

Em um estudo pioneiro Vuillerme e Nougier (2003) observaram como a informação háptica se comportaria sendo suplementada via toque leve depois da indução da fadiga local dos flexores plantares em adultos jovens. Os autores observaram que a informação háptica obtida via toque leve, proporcionou uma diminuição significativa na

oscilação postural, sendo que tocar levemente uma superfície foi mais efetivo após a fadiga local do que quando a fadiga não estava presente. Com a premissa que o sistema de controle da postura acoplou as pistas hápticas fornecidas pelo toque leve mesmo durante a fadiga dos flexores plantares, e de maneira comportamental melhorou a percepção e orientação corporal, recentemente Pereira e Moraes (2017), avaliou como o sistema âncora se comportaria frente a uma indução de fadiga local. Nesse estudo foi utilizado o mesmo grupo muscular do estudo de Vuillerme e Nougier (2003). Entretanto Pereira e Moraes (2017) avaliaram o efeito do sistema âncora tanto em adultos jovens como em idosos. Os resultados demonstram que a fadiga local induzida alterou os parâmetros de oscilação postural, tanto para adultos como para idosos, embora para a população idosa os efeitos perturbadores à postura frente a fadiga local foram mais expressivos segundo os autores. Para esse estudo suplementar a informação háptica via ancoragem para ambos os grupos não foi eficiente para atenuar os efeitos perturbadores da fadiga dos flexores plantares, diferentemente dos resultados encontrados por Vuillerme e Nougier (2003).

A ciência procura explicar de forma objetiva e clara como o organismo responde a sua busca constante pelo equilíbrio das suas dinâmicas internas, tentando entender como ele se modifica, e quais são os fatores internos e externos que também influenciam o organismo. O organismo sempre está em uma busca constante (através de processos de rearranjos) de estados estáveis de homeostase, e quando essa homeostase é afetada (i.e., fadiga geral), o organismo busca restabelecê-la. Também vimos que, alterações fisiológicas e bioquímicas podem ocorrer em decorrência de mecanismos de mecanotransdução e que células e todas as estruturas do organismo são responsivas a mudanças mecânicas. O exercício físico altera os padrões de tensegridade do organismo, assim como a informação háptica suplementada via sistema âncora. A ancoragem háptica configura um padrão de energia em decorrência do seu uso e promove uma resposta adaptativa e funcional à demanda da tarefa imposta.

Quando nos movimentamos, o arranjo isoédrico se altera. Ao nos movimentarmos, os músculos se contraem, os ossos comprimem e a pele se estende. Essa movimentação mecânica só é possível pois os tecidos do organismo se reorganizam em resposta ao estresse provocado por alguma movimentação, e depois que a movimentação cessa retornam à sua posição inicial. Caso esse estresse seja sucessivo ou sustentado (i.e., uma corrida), o nosso organismo se remodela através da mecanoquímica (Ingber, 2004). Assim, terapias que utilizam manobras físicas, exercício físico (em diferentes tipos e

intensidades) e diferentes formas de movimento podem influenciar mecanicamente as atividades celulares.

O sistema háptico como vimos é dependente de uma tensão mecânica, e alterações impostas pela exploração háptica se propagam no organismo através de deformação temporária dos tecidos e suas conexões, mudando sua configuração tensional. Demandas impostas pelo exercício físico também afetam o status de tensão do organismo, podendo provocar alterações fisiológicas e bioquímicas que de maneira geral perturbam o controle da postura. Integrar padrões de tensão mecânica decorrentes da exploração háptica com alterações decorrentes de uma demanda de esforço físico imposta ao organismo poderia de alguma maneira beneficiar o organismo e melhorar o controle da postura?

3. Objetivo

O objetivo do nosso estudo foi testar se, durante tarefas posturais, a informação háptica proporcionada pelo uso do sistema âncora exibe efeitos imediatos de atenuação dos níveis de instabilidade postural aumentados pela fadiga geral decorrente do exercício físico máximo. Ainda, compreender se a informação háptica modifica o perfil e a velocidade de recuperação dos valores basais de oscilação postural durante o curso do tempo, ou até mesmo altera os padrões de respostas fisiológicas promovidos após fadiga geral. Finalmente, verificar se a mera repetição das tarefas posturais tanto em contexto de ancoragem como sem ancoragem exerce efeito de aprendizagem, resultando em melhor desempenho ao longo da prática.

4. Hipótese

Nossa hipótese em relação ao estudo é que mesmo na presença de fatores restritivos do organismo causado pelo esforço físico máximo, a utilização da informação háptica decorrente do uso do sistema âncora exercerá um efeito de atenuação nos valores de oscilação postural quando comparados com aqueles de uma situação sem o uso do sistema âncora. A possibilidade de resultados de melhora de estabilidade postural poderia sugerir que a retroalimentação da informação háptica em sintonia com o sistema postural promoveria um desacoplamento entre os efeitos da fadiga e os mecanismos de controle postural. Ou seja, se fisiologicamente os efeitos de fadiga não forem abolidos ou atenuados, o sistema postural poderia assumir uma organização momentânea forçada pela atividade exploratória do sistema háptico. Essa nova organização estabelecida por meio da exploração via sistema háptico também alteraria o perfil e a velocidade de recuperação—via interação entre as variáveis do estudo—, levando a um menor nível de oscilação postural ao longo do curso temporal. Finalmente, a hipótese para a direção contrária dos resultados seria que as alterações fisiológicas involuntárias e autônomas derivadas da fadiga impediriam a suplementação da atividade háptica (de natureza voluntária), e a nova organização adaptativa do sistema postural não seria possível.

5. Método

5.1 Procedimentos éticos

Os participantes foram recrutados por conveniência através de um convite por parte do pesquisador para participação no estudo. Todos os indivíduos participaram desta pesquisa de maneira voluntária, e tiveram total conhecimento dos métodos, riscos e de suas respectivas finalidades. Os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, concordando em participar do estudo, o qual foi aprovado no Comitê de Ética local.

5.2 Participantes

A amostra foi constituída por 33 adultos jovens entre 18 e 35 anos de ambos os sexos. Os participantes foram divididos por conveniência em dois diferentes grupos independentes:

- Grupo experimental: Participaram deste grupo 23 adultos jovens fisicamente ativos (13 mulheres e 10 homens) na faixa etária de 18 a 35 anos de idade (idade: $27,1 \pm 6,4$ anos), saudáveis, habitantes da cidade de Rio Claro, que realizaram as tarefas de controle postural após um teste de esforço máximo. Foram realizadas duas sessões, em uma delas todas as tarefas de equilíbrio com a utilização do sistema âncora, e na outra, tarefas sem a ancoragem. Foi realizado um sorteio para randomizar e balancear os participantes, metade iniciou com a sessão sem âncora e a outra metade na sessão com âncora.
- Grupo controle: 10 participantes (5 homens e 5 mulheres) na faixa etária de 18 a 35 anos de idade (idade: $24,1 \pm 3,6$ anos), saudáveis, habitantes da cidade de Rio Claro que realizaram as mesmas tarefas de controle postural, entretanto o teste de esforço máximo foi substituído por um tempo de 25 minutos de repouso, e logo em seguida foram realizadas todas as tarefas de equilíbrio com a utilização do sistema âncora, e na outra sessão, tarefas sem a ancoragem. Esse grupo foi constituído com o intuito de observar um possível efeito de aprendizagem na utilização do sistema âncora durante a execução de cada sessão. O mesmo

procedimento de randomizar e balancear os participantes utilizado no grupo experimental foi utilizado para o grupo controle.

Critérios de inclusão:

- Adultos jovens fisicamente ativos, avaliados através do Questionário Internacional de Atividade Física-IPAQ (versão longa).
- Disponibilidade para participação das atividades propostas pelo pesquisador.
- Concordar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido baseado na Resolução 466/12

Critérios de exclusão:

- Adultos jovens com doença coronariana, arritmias cardíacas, hipertensão não-controlada e sintomas de angina, ou que tenha qualquer restrição à prática de atividade física.
- Adultos jovens com comprometimento visual, auditivo, síndrome vertiginosa ou outras limitações que dificultem a locomoção.

Perfil dos participantes

Para o grupo experimental foram recrutados trinta participantes, entretanto apenas vinte e três participantes (10 homens e 13 mulheres) considerados fisicamente ativos e, dentro dos critérios de inclusão e que finalizaram as duas sessões do estudo (Tabela 1). Para o grupo controle foram recrutados 20 participantes, entretanto apenas dez foram coletados (Tabela 2). O motivo para tal, foi que com o grupo de dez participantes, já foi observado que durante as sessões (com ou sem ancoragem) a tarefa não propiciou efeito de aprendizagem dentro das sessões.

Tabela 1. Média e desvio padrão da idade, características antropométricas e classificação do IPAQ do grupo experimental.

Grupo Experimental					
Participante	Idade	Sexo	Peso (kg)	Estatura (m)	IPAQ
1	22	Feminino	80	1,70	Ativo
2	23	Masculino	68	1,65	Ativo
3	35	Masculino	63	1,67	Ativo
4	35	Feminino	65	1,71	Ativo
5	22	Masculino	69	1,61	Ativo
6	35	Masculino	52	1,62	Ativo
7	25	Masculino	58	1,73	Ativo
8	22	Feminino	71	1,72	Ativo
9	23	Feminino	92	1,63	Ativo
10	27	Feminino	89	1,65	Ativo
11	35	Feminino	79	1,70	Ativo
12	23	Feminino	75	1,65	Ativo
13	23	Masculino	55	1,7	Ativo
14	34	Feminino	52	1,68	Ativo
15	20	Feminino	95	1,70	Ativo
16	22	Feminino	74	1,72	Ativo
17	35	Feminino	58	1,69	Ativo
18	26	Feminino	72	1,60	Ativo
19	24	Feminino	69	1,55	Ativo
20	35	Masculino	85	1,75	Ativo
21	35	Masculino	61	1,79	Ativo
22	20	Masculino	65	1,70	Ativo
23	21	Masculino	75	1,65	Ativo
Média	27,04		70,52	1,68	
Desvio Padrão	6,06		12,22	0,05	

Tabela 2. Média e desvio padrão da idade, características antropométricas e classificação do IPAQ do grupo controle.

Grupo Controle					
Participante	Idade	Sexo	Peso (kg)	Estatura (m)	IPAQ
1	24	Feminino	59	1,65	Ativo
2	24	Feminino	60	1,61	Ativo
3	24	Masculino	76	1,7	Ativo
4	24	Feminino	69	1,71	Ativo
5	24	Masculino	68	1,63	Ativo
6	18	Masculino	60	1,6	Ativo
7	31	Masculino	70	1,75	Ativo
8	24	Masculino	70	1,78	Ativo
9	24	Feminino	58	1,64	Ativo
10	24	Feminino	64	1,6	Ativo
Média	24,1		65,4	1,66	
Desvio Padrão	3,07		6,05	0,06	

5.3 Local

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Ação e Percepção (LAP) do Instituto de Biociências da UNESP, campus Rio Claro.

5.4 Equipamentos e Materiais

Para a realização do estudo foram utilizados como equipamentos: plataforma de força biomecânica (AMTI, OR6-7-1000), a qual forneceu dados cinéticos como a oscilação do centro de pressão (CP) a 120 Hz, ou seja, o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e as amplitudes anteroposterior e mediolateral (Duarte & Freitas, 2010). Uma esteira ergométrica (Total Health –TRX Treadmill) a qual foi utilizada para a realização dos testes de indução ao esforço.

O sistema âncora foi composto por dois cabos flexíveis (cordas de nylon) fixadas em células de carga (EMG System) fixos sobre uma superfície (Figura 1). O sistema processa 60 Hz para cada canal e é sincronizado eletronicamente com a plataforma de força. Os dados fornecidos pelas células de carga são dimensionados em Newtons. O uso da célula

de carga permitiu mensurar a quantidade da força no manuseio das hastes flexíveis do sistema âncora. A disposição dos equipamentos no local de coleta dos dados facilitou a realização das sessões (Figura 2). Os participantes realizaram o protocolo de fadiga ao lado da plataforma de força, facilitando assim o tempo para a transição da esteira para a plataforma de força. A transição foi realizada da maneira mais rápida possível, o tempo máximo dessa transição foi de 20 segundos para o grupo experimental.

Figura 1. Hastes flexíveis presas no parafuso central da célula de carga

Figura 2. Disposição dos equipamentos para coleta de dados. No lado esquerdo da foto a plataforma de força, e do lado direito a esteira ergométrica utilizada.

5.5 Protocolo de indução ao esforço

Teste de esforço máximo - Teste incremental

Para a indução do esforço físico, foi utilizado o protocolo de Bruce (1973), precedido de 2 minutos de aquecimento com velocidade de caminhada preferida, sem inclinação. O protocolo consiste em estágios com duração de 3 minutos, com incrementos gradativos de velocidade e inclinação (Tabela 3).

Tabela 3. Protocolo de Bruce (1973), incrementos de velocidade e inclinação.

Estágio	Tempo (min)	Velocidade (km/h)	Inclinação %
1	0	2,7	10%
2	3	4,0	12%
3	6	5,4	14%
4	9	6,8	16%
5	12	8,0	18%
6	15	8,8	20%
7	18	9,6	22%
8	21	10,4	24%
9	24	11,2	26%
10	27	12,0	28%

Encerramos o teste quando o indivíduo, de maneira voluntária, manifestou exaustão ou atingiu a frequência cardíaca referente à máxima prevista, e/ou uma percepção subjetiva de esforço (PSE) acima de 19 na escala de Borg (1982). A temperatura da sala para condução dos testes foi mantida entre 21 e 22° C. Foram monitoradas as seguintes variáveis antes, durante cada estágio e após teste de esforço: frequência cardíaca, pressão arterial, percepção subjetiva de esforço (PSE) e sintomas clínicos.

O teste é interrompido nas seguintes situações:

- qualquer sintoma ou sinal de dor; grande variação da FC e da pressão arterial; percepção subjetiva de esforço de 17 a 20 na escala de Borg (1982); exaustão voluntária máxima.

Coleta e análise da variável sanguínea

Entre cada estágio de 3 minutos foram realizadas coletas de amostra de sangue na ponta dos dedos através de tiras reagentes, que foram analisados por um lactímetro portátil da marca Accutrend Lactate.

5.6 Procedimentos para a coleta de dados

Após o aceite dos participantes em participar da pesquisa e a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido foi agendada a coleta de dados de acordo com a disponibilidade do pesquisador e do participante. Após este procedimento foi explicado ao participante quais eram as etapas para a realização da coleta de dados. Assim que todas as instruções foram informadas e, após a calibração da plataforma de força e a esteira ergométrica, o experimento foi iniciado.

Para ambos os grupos, realizamos as duas sessões experimentais separadas por um período mínimo de 4 dias. O tempo máximo de uma sessão para a outra não ultrapassou 14 dias (controle para que o participante não apresente melhoras ou pioras na sua aptidão física). Instruímos os participantes a não realizar nenhuma prática com exercícios físicos durante pelo menos 24 horas antes de cada sessão.

Realizamos em uma das sessões todas as tarefas de equilíbrio com a utilização do sistema âncora, e na outra, tarefas sem a ancoragem. Em todos os ensaios vendamos os participantes que permaneceram descalços, na posição tandem (i.e., um pé na frente do outro, tocando os dedos no calcanhar do pé da frente) durante 30 segundos sobre a plataforma de força. As tarefas posturais incluíram utilizar simultaneamente o sistema âncora quando solicitado (Figura 3). Para o grupo experimental as duas sessões consistiram em: a. uma tarefa de equilíbrio antes do esforço físico, b. um protocolo incremental de esforço, e c. tarefas de equilíbrio após o protocolo de esforço por até 15 minutos. Avaliamos o equilíbrio num total de 5 vezes: antes do protocolo de esforço (sem esforço), imediatamente após, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico. Na Figura 4 podemos observar o delineamento experimental das duas sessões. Os participantes descansaram entre as tarefas de equilíbrio pós-exercício. Realizamos duas tentativas de 30 segundos cada, para cada condição. Distribuímos aleatoriamente as sessões (sessão com condições com o uso do sistema âncora e sessão

sem o uso). Para o grupo controle o mesmo procedimento aconteceu, entretanto, o teste de esforço máximo foi substituído por um tempo de 25 minutos de repouso (Figura 5).

Para os ensaios de ancoragem instruímos todos os participantes a manter os cabos flexíveis sempre esticados. Cada participante segurou em cada mão um cabo flexível preso em células de carga posicionadas em contato com o solo. A regulação do comprimento dos cabos foi feita pelo próprio participante de modo a manter a postura confortável, além de garantir que os cabos permanecessem sempre esticados.

Figura 3. Design da tarefa utilizando o sistema âncora na posição tandem, sem e com o sistema de ancoragem.

Para assegurar que os participantes realmente se encontrassem em um estado de fadiga (esforço físico), analisamos um marcador bioquímico (concentração de lactato sanguíneo) e dois marcadores fisiológicos (frequência cardíaca e percepção subjetiva de esforço). Mensuramos os marcadores fisiológicos antes, durante e depois do protocolo incremental; também analisamos a concentração de lactato sanguíneo antes e imediatamente após do protocolo de esforço.

Sessão 01

Sessão 02

Figura 4. Delineamento experimental das condições do estudo para o grupo experimental.

Sessão 01

Sessão 02

Figura 5. Delineamento experimental das condições do estudo para o grupo controle.

Procedimentos para controle dos riscos envolvidos

A posição adotada para a tarefa de equilíbrio proporciona desconforto, entretanto o risco de queda é baixo. O teste de esforço máximo pode acarretar algum desconforto fisiológico como náuseas, tonturas, e até mesmo dores musculares nas horas seguintes ao teste, principalmente nos músculos dos membros inferiores. Também não foi descartado a possibilidade de algum tipo de lesão muscular gerado pelo esforço que o teste exige.

As coletas de sangue do lóbulo da orelha, foram feitas com o máximo rigor de assepsia, embora envolva apenas uma picada rápida e superficial no local. De qualquer forma, o local da pesquisa foi provido de material de primeiros socorros e os participantes foram supervisionados (a) sempre pelo pesquisador responsável e por um auxiliar treinado.

5.7 Procedimentos para a análise dos dados

5.7.1 Dados do CP

Registramos as forças nas direções mediolateral, anteroposterior e vertical, e os momentos de força em torno destes eixos com uma frequência de amostragem de 120 Hz. Filtramos os valores do centro de pressão (CP) com um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 5 Hz. O processo de análise de dados consistiu na exportação dos dados brutos do CP através do software Balance Clinic, e posterior processamento pelo software Matlab. Computamos a média das duas tentativas de cada condição para posterior análise estatística. Utilizamos os dados do CP para calcular a área da elipse contendo 95% dos pontos do CP e distância percorrida do CP. A área da elipse é uma variável que compreende a dispersão dos dados do CP cobrindo 95% do deslocamento CP. A distância percorrida do CP está relacionada com a quantidade total de oscilação do corpo, calculada como a somatória dos deslocamentos escalares do CP (anteroposterior e mediolateral) durante o tempo total de cada tentativa. Também foram calculadas a amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-AP), amplitude de oscilação média mediolateral (AMO-ML), calculada com o desvio padrão da série temporal do deslocamento do CP nas direções AP e ML, após a remoção de qualquer tendência no sinal; a velocidade média anteroposterior (VM-AP), velocidade média mediolateral (VM-ML), calculada a distância percorrida do CP dividida pela duração de

cada tentativa para cada direção; e a raiz do valor quadrático médio (Root Mean Square) anteroposterior do CP (RMS-AP) e raiz do valor quadrático médio (Root Mean Square) mediolateral do CP (RMS-ML) (Duarte & Freitas, 2010).

5.7.2 Dados do sistema âncora (células de carga)

Os dados fornecidos pelas células de carga foram interpolados para gerar uma série de 120 Hz pelo software Matlab, uma vez que cada célula de carga fornece os dados em uma frequência máxima de 60 Hz. Os dados interpolados foram importados pelo Excel, para obtenção do cálculo da média de força de puxada e o pico máximo da força de puxada.

5.8. Análise estatística

Para as variáveis do CP calculamos média e desvio padrão das variáveis obtidas em cada condição experimental. Realizamos teste de normalidade (teste Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância/esfericidade (Mauchly) para todas as variáveis antes da condução dos testes paramétricos. Após esse procedimento, confirmadas normalidade e homogeneidade, realizamos análises de variâncias (ANOVA) *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [imediatamente após o protocolo, 5 minutos, 10 minutos e 15 minutos após o esforço físico]), com medidas repetidas no último fator, para área da elipse e distância percorrida do CP.

Para as demais variáveis dependentes (AMO; VM; RMS) realizamos análises de multivariância (MANOVAs) *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico]), tendo como variáveis dependentes as direções AP e ML de cada variável calculada. Para as variáveis da célula de carga realizamos análises de variâncias (ANOVA) *one-way* (5 momentos [imediatamente após o protocolo, 5 minutos, 10 minutos e 15 minutos após o esforço físico]). Quando as ANOVAs e a MANOVAs exibiram efeito principal e interação, realizamos testes *post hoc* Bonferroni para identificar onde as diferenças residiam. A análise *post hoc* Bonferroni usa testes *t* para comparações de pares, e ajusta automaticamente o nível de *p* para o número de comparações para evitar o erro tipo I. Os valores de *partial eta squared* (ηp^2) para avaliar

o efeito do tamanho da amostra e *power effect* para observar o poder dos resultados foram também calculados. Para todos os procedimentos, consideramos o nível significância de $p \leq 0,05$. Utilizamos o *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* software 18,0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) para as análises estatísticas.

6. Resultados

Os resultados apresentados a seguir foram organizados de acordo com os objetivos no nosso estudo. Em um primeiro momento descrevemos o perfil dos nossos participantes para ambos os grupos. Em seguida apresentamos os resultados das variáveis fisiológicas e de oscilação postural referente ao grupo experimental. Para o grupo experimental primeiro caracterizamos o perfil fisiológico e bioquímico antes, durante e após o esforço físico máximo geral. Depois apresentamos os resultados referentes às variáveis do CP para o mesmo grupo, antes, durante e após o esforço físico máximo geral. Em seguida, ainda sobre o grupo experimental, apresentamos os resultados dos valores referentes às variáveis de força manual impressa nos cabos do sistema âncora anexos a células de cargas. Por último apresentamos os resultados referente ao grupo controle do nosso estudo, que nos dizem sobre possíveis efeitos de prática em relação às tarefas de equilíbrio, para todas as variáveis correspondentes à oscilação postural.

6.1 Resultados grupo experimental

6.1.1 Marcadores fisiológicos e bioquímicos

Para afirmar a existência de um estado de fadiga promovido pelo exercício físico máximo dos participantes do grupo experimental, imediatamente após o teste incremental de esforço, coletamos dados do marcador bioquímico (lactato) e dos marcadores fisiológicos (frequência cardíaca e percepção subjetiva do esforço). A Tabela 4 inclui seus resultados em termos de valores da média do grupo e desvio padrão, assim como a duração média do teste incremental de esforço.

Tabela 4. Média e desvio padrão dos marcadores fisiológicos e bioquímicos, momentos de recuperação da frequência cardíaca, e tempo de duração do protocolo incremental de esforço do grupo experimental.

Marcadores fisiológicos e bioquímicos					
	Borg (6-20)	Freq. cardíaca máxima (bpm)	Lactato (mmol/l)		
<i>Condição</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>		
Sem âncora	18,4 (1,42)	187,7 (6,24)	15,18 (2,53)		
Com âncora	18,3 (1,6)	186,65 (6,36)	14,58 (2,70)		
Recuperação da frequência cardíaca durante as tarefas					
	Sem esforço	Imediatamente após	5 minutos após	10 minutos após	15 minutos após
<i>Condição</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>	<i>Média (DP)</i>
Sem âncora	72,65 (12,74)	187,7 (6,24)	117,7 (15,57)	111,09 (13,24)	103,17 (13,88)
Com âncora	75,87 (11,17)	186,65 (6,36)	117,87 (12,62)	110,74 (10,71)	103,96 (10,96)
Tempo do protocolo incremental de esforço (min)					
	<i>Condição</i>		<i>Média (DP)</i>		
	Sem âncora		19,65 (2,92)		
	Com âncora		19,62 (3,11)		

Não encontramos diferenças significativas para os marcadores fisiológicos e bioquímicos, e tampouco na duração do teste incremental para as condições das tarefas (com e sem âncora) para o grupo experimental. Isso nos mostra que o tipo de indução ao esforço foi igual para ambas as sessões experimentais, ficando excluída a possibilidade de melhora ou piora do condicionamento durante as sessões do protocolo, ou até mesmo de que os efeitos do esforço fossem diferentes em cada condição com ou sem âncora.

Para a frequência cardíaca, a ANOVA *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico) com medidas repetidas não apresentou diferença significativa para condição, entretanto apresentou diferença para momentos ($F_{4,88}=773,12$ $p < 0,001$; $\eta p^2=0,97$; $Power=1,00$). Em todos os momentos para os valores de frequência cardíaca os valores foram significativamente diferentes ($p<0,05$). Não encontramos efeitos de interação entre condição e momento.

6.1.2. Resultados das variáveis do CP

6.1.3. Área da elipse

A Figura 6 ilustra o deslocamento do CP e a área da elipse ajustada para um dos participantes do estudo nas diferentes condições experimentais. Como podemos observar, o uso da informação háptica promoveu uma atenuação na oscilação postural no organismo provocada pelo exercício físico máximo.

Figura 6. Estatocinesigramas com as elipses ajustadas de um dos participantes do estudo nas diferentes condições experimentais (esforço com e sem ancoragem), com os pés na posição tandem.

Os resultados da área da elipse submetidos à ANOVA *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico) com medidas repetidas mostram efeitos estatísticos para a condição com e sem âncora ($F_{1,23} = 89,39, p < 0,001; \eta p^2 = 0,80; Power = 1$), e para momento ($F_{4,88} = 37,99, p = 0,001; \eta p^2 = 0,63; Power = 1$).

O efeito do esforço físico esteve presente nas duas condições. Por exemplo, para a condição sem ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a área da elipse aumentou de $8,02 \text{ cm}^2 (\pm 3,2)$ para $20,33 \text{ cm}^2 (\pm 10,16)$. Já para a condição com ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a área da elipse aumentou de $3,31 \text{ cm}^2 (\pm 1,4)$ para $8,80 \text{ cm}^2 (\pm 3,90)$ (Figura 7).

Encontramos interação entre condição e momento ($F_{4,88} = 8,46, p = 0,001; \eta p^2 = 0,278; Power = 0,99$). A análise *post hoc* Bonferroni para comparações de pares na condição sem o sistema âncora entre o momento imediatamente após o esforço e cada momento subsequente para a condição, mostrou diferenças ($p < 0,05$) para: sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; imediatamente após x 5 minutos após; imediatamente após x 10 minutos após e imediatamente após x 15 minutos após.

Para a condição com ancoragem, encontramos diferenças ($p < 0,05$) para: sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; sem esforço x 15 minutos após; imediatamente após x 5 minutos após; imediatamente após x 10 minutos após; imediatamente após x 15 minutos; 5 minutos após x 10 minutos após.

Figura 7. Média e desvio padrão para a condição sem âncora e para a condição com âncora da área da elipse ajustada em centímetros.

6.1.4. Distância percorrida do centro de pressão

Para a variável distância percorrida do CP, a ANOVA *two-way* revelou efeito estatístico para as condições com e sem âncora ($F_{1,22} = 92,98, p = 0,001; \eta p^2 = 0,80; Power = 1$), e efeito para momento ($F_{4,88} = 30,54, p = 0,001; \eta p^2 = 0,58; Power = 1$). Encontramos interação entre condição e momento ($F_{4,88} = 3,75, p = 0,007; \eta p^2 = 0,14; Power = 0,88$) (Figura 8). A análise post hoc Bonferroni para comparações de pares para a condição sem o sistema âncora detectou diferenças ($p < 0,05$) de momentos para sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; sem esforço x 10 minutos após; imediatamente após x 10 minutos após e imediatamente após x 15 minutos após.

Para a condição com ancoragem, encontramos diferenças ($p < 0,05$) para sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; sem esforço x 10 minutos; imediatamente após x 10 minutos após; imediatamente após x 15 minutos após; 5 minutos após x 10 minutos após e 5 minutos após x 15 minutos após.

Figura 8. Média e desvio padrão para ambas as condições e diferentes momentos da Distância percorrida do CP em centímetros.

6.1.5 Amplitude média de oscilação

A variável amplitude média de oscilação foi computada nas duas direções: anteroposterior (AMO-AP) e mediolateral (AMO-ML) e foram submetidas à MANOVA *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico]). A MANOVA para a AMO revelou efeito principal para condição e para momento, além de interação entre condição e momento. A análise univariada apontou efeito nas duas direções para condição e para momento. Para a interação entre condição e momento, o teste univariado apontou efeito somente na direção AP (Tabela 5).

Tabela 5. Tabela 6. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Amplitude média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05

Variável	Condição	Momento	Condição*Momento
MANOVA	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,396;	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,31;	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,84;
	$F_{2,21} = 51,55; p < 0,001;$	$F_{8,174} = 17,24; p <$	$F_{8,174} = 0,84; p = 0,05; \eta p^2$
	$\eta p^2 = 0,83; Power$	$0,001; \eta p^2 = 0,38;$	$= 0,084; Power = 0,80$
	=1,00 (*)	$Power = 1,00 (*)$	(**)
Análise Univariada			
AMO_AP	$F_{1,22} = 71,21; p < 0,001;$	$F_{4,88} = 34,03; p <$	$F_{4,88} = 34,03; p = 0,007;$
	$\eta p^2 = 0,76; Power$	$0,001; \eta p^2 = 0,60;$	$\eta p^2 = 0,14; Power = 0,87$
	=1,00 (*)	$Power = 1,00 (*)$	(*)
AMO_ML	$F_{1,22} = 107,99; p <$	$F_{4,88} = 31,21; p <$	$F_{4,88} = 1,41; p = 0,235; \eta p^2$
	$0,001; \eta p^2 = 0,83;$	$0,001; \eta p^2 = 0,58;$	$= 0,60; Power = 0,42$
	$Power = 1,00 (*)$	$Power = 1,00 (*)$	

O efeito do esforço físico esteve presente nas duas condições de tarefa. Para a condição sem ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após a AMO foi de 0,35 cm ($\pm 0,075$) para 0,62 cm ($\pm 0,21$) na direção AP e de 0,65 cm ($\pm 0,11$) para 0,93 cm ($\pm 0,19$) na direção ML. Para a condição com ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a AMO aumentou de 0,25 cm ($\pm 0,06$) para 0,40 cm ($\pm 0,09$) na direção AP e de 0,44 cm ($\pm 0,13$) para 0,64 cm ($\pm 0,14$) na direção ML (Figura 9).

A análise de post-hoc para AMO_AP, na condição sem ancoragem, revelou diferenças ($p < 0,05$) de momentos para sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; imediatamente após x 5 minutos após; imediatamente após x 10 minutos após e imediatamente após x 15 minutos após. Para a condição com ancoragem, para a AMO_AP encontramos diferenças ($p < 0,05$) para sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; imediatamente após x 5, 10 e 15 minutos após e 5 minutos após x 10 e 15 minutos após.

Figura 9. a) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-AP) b) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ML).

6.1.6 Velocidade média

A variável velocidade média de oscilação foi computada nas duas direções: anteroposterior (VM-AP) e médio lateral (VM-ML) e foram submetidas a MANOVA *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico]). A MANOVA para a VM revelou efeito principal para condição e para momento, além de interação entre condição e momento. A análise univariada apontou efeito nas duas

direções para condição e para momento. Para a interação entre condição e momento, o teste univariado apontou efeito somente na direção AP (Tabela 6).

Tabela 6. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Velocidade média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML. * significância 0,01; ** significância 0,05

Variável	Condição	Momento	Condição*Momento
MANOVA	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,17; $F_{2,21} = 49,27; p < 0,001;$ $\eta p^2 = 0,82$; <i>Power</i> =1,00 (*)	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,32; $F_{8,174} = 16,58; p <$ 0,001; $\eta p^2 = 0,40$; <i>Power</i> =1,00 (*)	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,82; $F_{8,174} = 2,21; p = 0,02$; ηp^2 = 0,09; <i>Power</i> =0,85(**)
Análise Univariada			
VM_AP	$F_{1,22} = 52,30; p < 0,001;$ $\eta p^2 = 0,70$; <i>Power</i> =1,00 (*)	$F_{4,88} = 24,49; p <$ 0,001; $\eta p^2 = 0,52$; <i>Power</i> =1,00 (*)	$F_{4,88} = 3,25; p = 0,015$; ηp^2 = 0,12; <i>Power</i> =0,81 (**)
VM_ML	$F_{1,22} = 97,78; p < 0,001;$ $\eta p^2 = 0,80$; <i>Power</i> =1,00 (*)	$F_{4,88} = 29,54; p <$ 0,001; $\eta p^2 = 0,57$; <i>Power</i> =1,00 (*)	$F_{4,88} = 1,26; p = 0,350$; ηp^2 = 0,49; <i>Power</i> =0,34

O efeito do esforço físico afetou a velocidade nas duas condições de tarefa. Para a condição sem ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a VM aumentou de 2,42 cm/s ($\pm 0,59$) para 3,65 cm/s ($\pm 1,1$) na direção AP; e de 3,52 cm/s ($\pm 0,72$) para 4,63 cm/s ($\pm 0,96$) na direção ML. Para a condição com ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a VM aumentou de 1,46 cm/s ($\pm 0,34$) para 2,14 cm/s ($\pm 0,39$) na direção AP e de 2,19 cm/s ($\pm 0,76$) para 3,04 cm/s ($\pm 0,87$) na direção ML (Figura 10).

A análise de post-hoc para a condição sem ancoragem na VM_AP revelou diferenças ($p < 0,05$) de momentos para sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; imediatamente após x 10 minutos após; imediatamente após x 15 minutos após. Para a condição com ancoragem, encontramos diferenças ($p < 0,05$) para VM_AP nos momentos sem esforço x imediatamente após; sem esforço x 5 minutos após; imediatamente após x 5, 10 e 15 minutos após e 5 minutos após x 10 e 15 minutos após.

Figura 10. a) Velocidade Média anteroposterior (VM-AP) b) Velocidade Média mediolateral (VM-ML).

Os resultados apresentados mostram que a ancoragem háptica atenua em todos os momentos a instabilidade postural durante condições de tarefas de controle postural onde o participante encontra-se sob os efeitos da fadiga.

6.1.7 Root Mean Square do CP

A variável Root Mean Square do CP (RMS) foi computada nas duas direções: anteroposterior (RMS-AP) e mediolateral (RMS-ML) e foram submetidas a MANOVA *two-way* (2 condições [com e sem âncora] x 5 momentos [sem esforço, imediatamente após o protocolo, 5 minutos após, 10 minutos após e 15 minutos após o esforço físico]).

A MANOVA para a RMS revelou efeito principal para condição e para momento, além de interação entre condição e momento. A análise univariada apontou efeito nas duas direções para condição e para momento. Para a interação entre condição e momento, o teste univariado apontou efeito somente na direção AP (Tabela 7).

Tabela 7. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável RMS de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano mediolateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05

Variável	Condição	Momento	Condição*Momento
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,19; F _{2,21} = 43,90; p< 0,001; ηp^2 = 0,80; Power =1,00 (*)	Wilk's Lambda= 0,23; F _{8,174} = 23,25; p< 0,001; ηp^2 = 0,41; Power =1,00 (*)	Wilk's Lambda= 0,78; F _{8,174} = 2,8; p= 0,006; ηp^2 = 0,11; Power =0,93 (**)
Análise Univariada			
RMS_AP	F _{1,22} = 64,87; p< 0,001; ηp^2 = 0,74; Power =1,00 (*)	F _{4,88} = 35,58; p< 0,001; ηp^2 = 0,61; Power =1,00 (*)	F _{4,88} = 5,32; p= 0,001; ηp^2 = 0,19; Power =0,96 (*)
RMS_ML	F _{1,22} = 64,87; p< 0,001; ηp^2 = 0,74; Power =1,00 (*)	F _{4,88} = 62,87; p< 0,001; ηp^2 = 0,74; Power =1,00 (*)	F _{4,88} = 1,75; p= 0,145; ηp^2 = 0,74; Power 0,51

O esforço físico afetou a variável RMS nas duas condições (sem e com âncora) e nos dois planos (anteroposterior e médio lateral). Para a condição sem ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após a RMS aumentou de 0,51 ($\pm 0,11$) para 0,92 ($\pm 0,31$) na direção AP; e de 0,91 ($\pm 0,14$) para 1,28 ($\pm 0,21$) na direção ML. Para a condição com ancoragem no momento sem esforço e imediatamente após, a RMS aumentou de 0,35 ($\pm 0,13$) para 0,56 ($\pm 0,13$) na direção AP; e de 0,63 ($\pm 0,14$) para 0,93 ($\pm 0,18$) na direção ML. Conforme o tempo de recuperação foi progredindo (5 minutos, 10 e 15 minutos) a RMS foi diminuindo (Figura 11).

A análise de post-hoc do teste univariado para RMS_AP na condição sem a ancoragem revelou diferenças ($p < 0,05$) entre momentos para: sem esforço x imediatamente após e imediatamente após x 5, 10 e 15 minutos. Para a condição com ancoragem, encontramos diferenças ($p < 0,05$) para sem esforço x imediatamente após e 5 minutos após; imediatamente após x 5, 10 e 15 minutos após e 5 minutos após x 10 e 15 minutos após.

Figura 11. a) Root Mean Square do CP (RMS-AP) b) Root Mean Square do CP (RMS-ML).

6.1.8 Resultados das variáveis das células de carga

Inicialmente realizou-se a análise com teste *t* para amostras dependentes para verificar a existência de diferenças entre o manuseio do sistema âncora entre mão direita e mão esquerda nas variáveis de força de puxada, e pico máximo de força na puxada. O resultado da análise estatística não indicou diferença significativa para força de puxada e pico máximo de força na puxada entre mão direita e esquerda em nenhum momento (sem esforço; imediatamente após; 5 minutos após; 10 minutos após e 15 minutos após). Portanto, utilizamos a média dos resultados entre mão direita e esquerda para as variáveis de força de puxada e pico máximo de puxada.

Em seguida, realizamos uma análise de variância com medidas repetidas (ANOVA) *one-way* (5 momentos [sem esforço; imediatamente após; 5 minutos após; 10 minutos após e 15 minutos após]) para cada variável, média da força de puxada e o pico desta força.

Em relação à força média de puxada, a ANOVA mostrou um efeito significativo para momento ($F_{4,88} = 7,85$ $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,26$; $Power = 0,99$). Os testes pareados *post-hoc* de Bonferonni identificaram diferenças ($p < 0,05$) entre os momentos imediatamente após x 10 minutos após; imediatamente após x 15 minutos após; 5 minutos após x 10 minutos após e 5 minutos após x 15 minutos após. A força de puxada apresentou um aumento no momento imediatamente após finalizada a tarefa postural (entretanto não significativa) e com o passar do tempo (recuperação) apresentou uma diminuição progressiva (significativa) (Figura 12).

Figura 12. Força média de puxada em Newtons nos diferentes momentos.

Para a variável pico máximo da força de puxada, a ANOVA mostrou um efeito significativo para momento ($F_{4,88} = 10,56$ $p = 0,001$; $\eta p^2 = 0,32$; $Power = 1,00$). Os testes pareados *post-hoc* de Bonferonni identificaram diferenças entre os momentos sem esforço x imediatamente após; imediatamente após x 10 e 15 minutos após; 5 minutos após x 10 minutos após e 5 minutos após x 15 minutos após (Figura 13).

Figura 13. Pico máximo da força de puxada em Newtons nos diferentes momentos.

Nos cinco diferentes momentos o pico máximo de força atingido foi de 6,8 N ($\pm 3,81$) no momento imediatamente após o protocolo de esforço. O pico máximo de força de puxada mostrou-se maior com o aumento do desafio da tarefa (i.e., imediatamente após o protocolo de esforço), e com o passar do tempo (momentos de recuperação após protocolo de esforço) o pico máximo de puxada diminuiu (~ 4 N). É importante observar que o desvio-padrão chega a dobrar a magnitude do pico de força na puxada das ancoras.

6.2 Resultados grupo controle

Os resultados do grupo controle, que se referem aos efeitos relacionados a prática das tarefas posturais em relação às variáveis relacionadas ao CP, estão descritas a seguir.

6.2.1. Área da elipse

Para os resultados da área da elipse a ANOVA *two-way* mostrou efeito estatístico para a condição com e sem âncora ($F_{1,9} = 27,04$, $p < 0,001$; $\eta p^2 = 0,75$; $Power = 0,95$). Para momento e interação entre condição e momento não encontramos efeitos significativos ($F_{4,36} = 1,90$, $p = 0,132$; $\eta p^2 = 0,175$; $Power = 0,51$ | $F_{4,36} = 0,35$, $p = 0,810$; $\eta p^2 = 0,42$; $Power = 0,130$) (Figura 14).

Figura 14. Média e desvio padrão para a condição sem âncora e para a condição com âncora da área da elipse ajustada em centímetros para o grupo controle.

6.2.2. Distância percorrida do centro de pressão

Para resultados da distância percorrida do CP a ANOVA *two-way* mostram efeitos estatísticos para a condição com e sem âncora ($F_{1,9} = 14,98, p = 0,004; \eta p^2 = 0,65; Power = 0,93$). Para momento e interação entre condição e momento não encontramos efeitos significativos ($F_{4,36} = 1,49, p = 0,225; \eta p^2 = 0,145; Power = 0,41$ | $F_{4,36} = 0,32, p = 0,858; \eta p^2 = 0,35; Power = 0,115$) (Figura 15).

Figura 15. Média e desvio padrão para ambas as condições e diferentes momentos da Distância percorrida do CP em centímetros e suas interações para o grupo controle.

6.2.3 Amplitude média de oscilação

A variável amplitude média de oscilação foi computada nas duas direções: anteroposterior (AMO-AP) e mediolateral (AMO-ML) e foram submetidas a MANOVA Two-Way. A MANOVA para a AMO revelou efeito para condição. Para momento e interação entre condição e momento não encontramos efeito (Tabela 8) (Figura 16).

Tabela 8. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Amplitude média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05

Variável	Condição	Momento	Condição*Momento
MANOVA	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,25;	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,81;	<i>Wilk's Lambda</i> = 0,87;
	$F_{2,8} = 11,48; p = 0,004;$	$F_{8,70} = 0,97; p = 0,463;$	$F_{8,70} = 0,58; p = 0,786;$
	$\eta p^2 = 0,74; Power$	$\eta p^2 = 0,099; Power$	$\eta p^2 = 0,63; Power$
	=0,94 (*)	=0,41	=0,25
Análise Univariada			
AMO_AP	$F_{1,9} = 10,64; p = 0,01;$	$F_{4,36} = 0,97; p = 0,441;$	$F_{4,36} = 0,109; p = 0,979;$
	$\eta p^2 = 0,54; Power$ =0,82 (*)	$\eta p^2 = 0,09; Power = 0,26$	$\eta p^2 = 0,01; Power$ =0,07
AMO_ML	$F_{1,9} = 20,71; p < 0,001;$	$F_{4,36} = 0,77; p = 0,551;$	$F_{4,36} = 1,20; p = 0,325;$
	$\eta p^2 = 0,65; Power$ =0,98 (*)	$\eta p^2 = 0,07; Power = 0,22$	$\eta p^2 = 0,11; Power$ =0,33

a)

b)

Figura 16. a) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-AP) b) Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ML) para o grupo controle.

6.2.4 Velocidade média de oscilação

A variável velocidade média de oscilação também foi computada nas duas direções: anteroposterior (VM-AP) e médio lateral (VM-ML) e foram submetidas a MANOVA *two-way*. A MANOVA para a VM revelou efeito principal para condição. Para momento e interação entre condição e momento não encontramos efeito. A análise univariada apontou efeito nas duas direções somente para condição (Tabela 9) (Figura 17).

Tabela 9. Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição e momento) e interação (condição*momento) da MANOVA e análise univariada para a variável Velocidade média de oscilação (plano anteroposterior – AP e plano médio lateral – ML). * significância 0,01; ** significância 0,05

Variável	Condição	Momento	Condição*Momento
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,29; F _{2,8} = 9,69; p= 0,007; ηp^2 = 0,7; Power =0,98 (*)	Wilk's Lambda= 0,85; F _{8,70} = 0,71; p= 0,76; ηp^2 = 0,76; Power =0,30	Wilk's Lambda= 0,70; F _{8,70} = 1,63; p= 0,130; ηp^2 = 0,15; Power =0,67
Análise Univariada			
AMO_AP	F _{1,9} = 21,03; p= 0,001; ηp^2 = 0,70; Power =0,98 (*)	F _{4,36} = 1,17; p= 0,339; ηp^2 = 0,11; Power =0,35	F _{4,36} = 1,56; p= 0,204; ηp^2 = 0,14; Power =0,43
AMO_ML	F _{1,9} = 12,12; p= 0,0007; ηp^2 = 0,57; Power =0,81 (*)	F _{4,36} = 0,44; p= 0,776; ηp^2 = 0,47; Power =0,14	F _{4,36} = 2,15; p= 0,094; ηp^2 = 0,19; Power =0,57

Figura 17. a) Velocidade Média anteroposterior (VM-AP) b) Velocidade Média mediolateral (VM-ML) para grupo controle.

Observamos que a quantidade de tarefas dentro de uma sessão não foi o suficiente para promover efeitos de aprendizagem. Independente da sessão (com âncora ou sem âncora) as tarefas não foram influenciadas pela prática.

7. Discussão

O presente estudo investigou se a suplementação da informação háptica advinda da utilização do sistema âncora compensaria os efeitos perturbadores ao equilíbrio corporal durante o desequilíbrio homeostático do organismo causado por exercício físico de esforço máximo. Como esperado, o exercício físico máximo alterou os padrões de oscilação corporal para ambas as condições (sem âncora e com âncora) e seus efeitos perduraram durante os momentos de recuperação. Entretanto, de maneira geral a presença da informação háptica atenuou a oscilação corporal comparada à falta da informação háptica quando o organismo se encontrava em fadiga.

Os padrões fisiológicos alterados pelo exercício físico não eram esperados ser compensados pela utilização da informação háptica dada a natureza involuntária e autônoma da alteração fisiológica, embora nossa expectativa fosse de que a informação háptica proveniente do sistema âncora atenuasse os seus efeitos perturbadores sobre o controle postural. Nossos resultados confirmaram nossas hipóteses de que a estimulação suplementar da ancoragem háptica ao mecanismo de controle postural reorganizou a resposta do organismo frente à fadiga e otimizou a informação no ciclo ação e percepção. As variáveis fisiológicas não foram modificadas em sua expressão de fadiga, mas o engajamento consciente e deliberado pela busca de referências espaciais durante a exploração com a ancoragem háptica resultou na diminuição da oscilação postural.

7.1 Informação háptica e padrões de respostas fisiológicas

A presença da informação háptica não alterou o padrão de resposta fisiológica autônoma depois do encerramento do exercício físico máximo (não observamos efeito de condição — sem âncora ou com âncora). Na verdade, se observarmos o padrão de recuperação da frequência cardíaca nas duas sessões experimentais (com e sem âncora) nos diferentes momentos, notaremos que o perfil é o mesmo para ambas as condições.

Observamos também que em todos os momentos para ambas as condições a frequência cardíaca foi significativamente diferente, assim passado 15 minutos após o protocolo de esforço físico a frequência cardíaca não foi reestabelecida aos padrões de repouso para ambas as condições, com e sem âncora. Porém, a presença da informação háptica possibilitou uma atenuação dos efeitos perturbadores da fadiga no sistema postural. Ao que parece a sensibilidade háptica foi imediatamente colocada “à serviço”

do sistema de controle postural para superar os efeitos perturbadores causados pelo esforço físico, embora em magnitude variável ao longo do tempo.

Nas duas sessões (com âncora e sem âncora), o protocolo de indução de esforço físico máximo de 19 minutos de duração média foi efetivo para induzir a fadiga geral nos participantes do estudo. Para o protocolo de Bruce, aqui utilizado, valores indiretos neste tempo de duração média de esforço indicam excelentes valores de VO_2 máximo dos participantes dentro de uma classificação categórica que vai de muito fraco à excelente. Os valores de concentração de lactato encontrados imediatamente após o esforço físico também foram significativamente elevados ($\pm 15 \text{ mmol/l}$) para ambas as condições (com ou sem âncora).

A concentração de lactato sérico em condições de homeostase do organismo ficou em torno de 2 mmol/l . Ao realizar um exercício físico máximo, o metabolismo energético anaeróbio láctico se torna efetivamente mais ativo, e contribui para o aumento da acidez muscular resultando em um aumento da concentração de lactato sanguíneo. O acúmulo de lactato no sangue é considerado um importante marcador de fadiga, pois sua concentração está estritamente associada a uma redução da performance física (Mcardle, Katch, & Katch, 2011). Os valores referentes à concentração de lactato de nossos participantes foram significativamente aumentados de maneira equiparada em ambas as sessões (com e sem âncora), configurando assim um quadro de fadiga uniforme para todos os participantes do estudo. Outro marcador importante que pode ser utilizado como um sinalizador de intensidade de esforço físico é a percepção subjetiva de esforço (PSE) aferida pela escala de Borg (1982). Em ambas as sessões os valores de PSE foram em torno de 18 (exaustivo) segundo a escala Borg que inicia com valores de 6 (muito fácil) e termina em 20 (extremamente exaustivo).

A igualdade entre as sessões, e os valores próximos entre os participantes em relação ao tempo de duração da indução do esforço físico (tempo médio de execução do teste incremental), valores de frequência cardíaca, concentração de lactato e PSE são fatores de controle importantes na qualificação do estado geral de fadiga destes participantes. Uma melhor condição física poderia retardar os efeitos da fadiga sobre o controle postural, ou até mesmo fazer com que os seus efeitos fossem mais rapidamente atenuados em uma perspectiva temporal (Pau, Ibba, & Attene, 2014; Steinberg, Eliakim, Pantanowitz, Halumi, Eisenstein, & Nemet, 2016b). Efeitos relacionados à condição física ou de melhora da performance entre as sessões não foram encontrados entre os nossos participantes.

7.2 Efeitos imediatos da fadiga geral no controle da postura sob a ausência da suplementação háptica

Em todas as nossas condições experimentais, o exercício físico máximo na esteira produziu um aumento na oscilação postural. Esse achado já era esperado e corroborou com investigações anteriores (Mello et al., 2010; Nardone et al., 1997; Nardone et al., 1998; Strang, Berg, & Hieronymus, 2009; Strang, Choi, & Berg, 2008; Springer & Pincivero, 2009; Zemkova & Hamar, 2014) onde a oscilação postural aumentou após um protocolo de esforço físico máximo. O protocolo de esforço físico utilizado nesse estudo mobilizou a atividade muscular geral. A consequência disso é o aumento dos movimentos dos líquidos internos, contrações musculares, cardíacas e respiratórias e também ampliação da propagação da deformação mecânica. Dentro de uma perspectiva de biotensigridade essas alterações causam o aumento da oscilação postural.

Tipicamente nos nossos resultados encontramos que os efeitos da fadiga decorrente do esforço físico máximo aumentaram todos os padrões relacionados à oscilação postural. Em relação aos aspectos globais de oscilação postural, encontramos que os valores referentes às variáveis área da elipse e distância percorrida do CP foram significativamente aumentados imediatamente após o esforço físico máximo. Imediatamente após o esforço obtivemos um aumento de 45% da distância percorrida do CP quando comparado ao momento sem esforço. Para a área da elipse ajustada, que indica que a dispersão dos dados do CP, observamos um aumento de 153% quando comparado ao momento sem esforço.

No um estudo de Nardone et al. (1997) os valores da distância percorrida do CP e da área da elipse foram também tipicamente aumentados para intensidades superiores ao limiar anaeróbio quando comparados à uma situação sem esforço (132% e 192%, respectivamente). Neste estudo, exercícios com intensidades abaixo do limiar anaeróbio não afetaram a oscilação corporal. Já Demura e Uchiyama (2009) em um estudo que utilizou o ciclo ergômetro de perna encontraram que ambas as intensidades de exercício aumentaram os valores da área da elipse e da velocidade média de oscilação AP e ML. No nosso estudo os participantes não diferiram entre si em relação à duração do teste incremental e, dessa maneira, a mesma intensidade de esforço relativa foi imposta para ambos os grupos. O maior percentual dos valores da distância percorrida do CP e da área da elipse do estudo de Nardone et al. (1997) comparados ao nosso estudo pode estar relacionado aos distintos protocolos de indução ao esforço físico destes estudos. Nagy et

al. (2004) também encontraram que a distância percorrida do CP aumentou em até 45% após uma prova de *Ironman Triathlon*, como encontrado no nosso estudo. Embora o esforço físico utilizado tenha sido totalmente diferente do utilizado no nosso estudo, os valores de incremento da distância percorrida do CP foram semelhantes em termos percentuais.

Os nossos resultados mostraram que a fadiga também provocou alterações nos mecanismos de ajustes relacionados ao controle de postura. Em ambas as direções AP ou ML a velocidade média de oscilação, amplitude média de oscilação e foram significativamente aumentadas pelo esforço físico associado ao exercício físico máximo. Nos nossos resultados observamos um aumento de 52% da velocidade média AP e 30 % de aumento para velocidade média ML imediatamente após o protocolo de esforço físico. No estudo de Barbieri, et. al. (2017) os autores observaram um aumento de 50% na VM_AP e 60% na VM_ML após protocolo de esforço. Os valores encontrados no nosso estudo comparados com o estudo de Barbieri, et al., (2017) são menores, e essa diferença deve estar atrelada à forma como o esforço físico foi induzido. No estudo de Barbieri e colaboradores o esforço físico foi induzido por um teste de alta intensidade que consistiu em dez *sprints* de 30 metros intercalados com 30 segundos de recuperação passiva entre cada *sprint*.

Para a AMO_AP observamos um aumento de 77% e de 40% para AMO_ML imediatamente após o esforço físico quando comparado ao momento sem esforço. O aumento da amplitude média de oscilação pode ser considerado como uma piora no desempenho do controle da postura, refletindo assim uma habilidade prejudicada para controle eficiente da postura frente à fadiga. Em relação à variabilidade do CP em torno da trajetória média do CP, também observamos um aumento dos valores de RMS tanto AP quanto ML. Para os valores de RMS_AP encontramos um aumento de 80%, e para RMS_ML um aumento de 40% para o momento imediatamente após o esforço físico comparado ao momento sem esforço.

Nossos resultados mostram a direção esperada e corroboram resultados encontrados na literatura. Discussão comparativa entre os resultados da literatura e os resultados do nosso estudo é questionável devido à diversidade de protocolos de exercício utilizado em cada estudo, e às medidas de oscilação postural utilizadas. Embora o organismo busque constantemente voltar aos seus padrões de homeostase após esforço físico, o organismo parece não conseguir imediatamente inibir os efeitos intervenientes da fadiga ao controle da postura. Em alguns casos a informação visual pode contribuir

significativamente para que os efeitos da fadiga no controle da postura sejam atenuados; esses achados estão reportados principalmente em estudos que induzem a fadiga local (Vuillerme, Burdet, Isableu, & Demetz, 2006; Bisson, Chopra, Azzi, Morgan, & Bilodeau, 2010). No nosso estudo a informação visual durante a execução das tarefas posturais foi experimentalmente obstruída para criar o contexto de perturbação e complexidade na tarefa postural. Dessa maneira, o organismo apenas com seus estímulos intrínsecos parece não conseguir reorganizar imediatamente os parâmetros funcionais de controle postural após esforço físico máximo.

7.3 Contribuição da informação háptica para o controle da postura imediatamente após esforço físico máximo

A utilização do sistema âncora se caracteriza como uma tarefa dupla que emparelha demandas exploratórias manuais e demandas de equilíbrio postural. O organismo, após um exercício físico máximo, mostra um estado de instabilidade postural muito evidente. Como observamos em todas as nossas condições experimentais (tarefas posturais com âncoras e sem âncoras), o exercício físico máximo na esteira produziu um aumento significativo na oscilação postural, como esperado.

Quando a informação háptica foi inserida no contexto da tarefa postural observamos que ela promoveu uma imediata diminuição significativa da magnitude de oscilação postural quando comparado à sua ausência para os momentos sem esforço. Nos momentos subsequentes houve uma recuperação mais gradual, como observado no contexto sem âncora, embora a magnitude de cada condição tenha sido significativamente diferente, com melhor resultado para o contexto com ancoragem. A literatura mostra consenso de que a informação háptica via sistema âncora promove uma diminuição da oscilação postural durante o seu uso (Mauerberg-deCastro, 2004; Mauerberg-deCastro, Moraes, & Campbell, 2012; Mauerberg-deCastro et al., 2014). Em nosso estudo, inicialmente estar ancorado (em momentos anteriores à indução ao esforço) já apresentou uma menor magnitude na oscilação postural comparado a não estar ancorado independente da fadiga. Entretanto, embora a informação háptica tenha atenuado os efeitos da fadiga sobre o controle da postura, podemos observar que estar ancorado não eliminou por completo os seus efeitos sobre a postura.

Na condição com ancoragem, observamos que a área da elipse e a distância percorrida do CP refletiram valores aumentados de oscilação imediatamente após o

esforço comparados ao momento sem esforço físico, 166% e 36%, respectivamente. O aumento para VM_AP foi de 47%, e para a VM_ML 38% após o protocolo de esforço físico comparados ao momento sem esforço. Em relação aos valores de amplitude média de oscilação também encontramos valores aumentados cerca de 77% para AMO_AP e 44% para a AMO_ML imediatamente após o esforço físico. Encontramos um aumento nos valores de RMS_AP de 60% e para RMS_ML um aumento de 47% para a condição com âncora imediatamente após comparado com o momento sem esforço. Valores menores encontrados de RMS sugerem um melhor controle da postura, pois apresentaram uma menor variabilidade da distância entre o centro de massa extrapolado e os limites da base suporte. Estes aumentos nas variáveis no domínio do tempo foram, em geral, proporcionalmente semelhantes aos encontrados na condição sem âncora.

Embora imediatamente após um protocolo de esforço físico a informação háptica não tenha eliminado por completo os seus efeitos de fadiga sobre o controle da postura, podemos observar que em relação a magnitude dos parâmetros de oscilação postural que estar ancorado foi significativamente diferente de não estar ancorado imediatamente após o esforço físico. Por exemplo, para o momento imediatamente após o esforço físico a área da elipse para a condição sem ancoragem é praticamente 130% maior quando comparada ao mesmo momento para a condição com ancoragem. A área da elipse mostra que estar ancorado sob condições de esforço físico imediato é praticamente igual aos valores de não estar ancorado sem influência do esforço físico (com âncora: imediatamente após= $8,80 \text{ cm}^2$ | sem âncora: sem esforço= $8,02 \text{ cm}^2$).

No nosso estudo é interessante observar também que os dados do momento sem esforço, na posição tandem, sem a visão com a presença da ancoragem, os valores da área da elipse ficam próximos de $3,04 \text{ cm}^2 (\pm 1,47)$. No estudo de Mauerberg-deCastro et al. (não publicado, 2018) para a situação controle (pés em tandem e olhos abertos) os valores também ficaram em torno de $3,04 \text{ cm}^2 ((\pm 1,02))$. Mesmo a nossa tarefa sendo mais complexa (tandem e olhos fechados) a informação háptica para esse grupo de participantes foi igualmente efetiva para diminuir os valores da área da elipse em amplitude de valores equivalentes.

Para a distância percorrida do CP, estar ancorado imediatamente após o esforço físico apresenta valores menores do que não estar ancorado sem a presença da fadiga (sem âncora: sem esforço= $134,43 \text{ cm}$ | com âncora: imediatamente após esforço= $123,43$). A magnitude dos valores no momento imediatamente após esforço físico foi 56% menor

quando a informação háptica esteve presente quando comparado ao mesmo momento sem a suplementação da informação háptica (sem âncora: imediatamente após= 192,89 cm | com âncora: imediatamente após esforço= 123,43). Esse perfil de menor magnitude dos valores quando a suplementação háptica esteve presente foi encontrado em todas as outras variáveis. Para VM_AP e ML os valores foram 52% menores, para AMO_AP e ML 43% menores, RMS_AP 64% menores e RMS_ML 75% menores quando comparado aos valores sem ancoragem no momento imediatamente após o esforço físico máximo.

Imediatamente após o esforço físico máximo, o aumento da taxa de ventilação respiratória (hiperventilação) ocorre para compensar os efeitos da acidose sanguínea e, o mesmo pode ser um dos maiores responsáveis pelo aumento exacerbado da oscilação postural. Apesar de não termos medido a taxa de ventilação respiratória dos participantes no nosso estudo, sabemos que a hiperventilação esteve presente para todos participantes em ambas as sessões imediatamente após o esforço físico. De fato, a literatura demonstra que a hiperventilação aumenta a oscilação postural. Seus efeitos são encontrados em valores aumentados na área da elipse, na distância percorrida do CP, na velocidade média de oscilação AP e ML, na amplitude média de oscilação AP e ML e também nos valores de frequência (Malakhov, Makarenkova, & Melnikov, 2014).

Além da hiperventilação, a fadiga muscular local também é um fenômeno inevitável dentro de um quadro de fadiga geral induzida como no nosso caso. Após o esforço físico máximo, a redução da capacidade muscular em produzir uma força esperada e a presença de produtos metabólicos em excesso diminuem a funcionalidade de receptores musculares proprioceptivos tanto em um nível central como periférico (Bove, et al., 2007; Forestier Teasdale, & Nougier, 2002; Springer & Pincivero, 2009). Realizar uma tarefa postural com a ancoragem imediatamente após esforço físico máximo parece compensar o comprometimento do feedback proprioceptivo e os efeitos da hiperventilação. Nesse caso as pistas hápticas em decorrência do uso do sistema âncora foram integradas ao sistema de controle postural.

Mesmo os participantes estando sob os efeitos de hiperventilação e sujeitos a diminuir a força pela alteração da capacidade muscular, eles não abandonaram a tarefa de ancoragem. Ao contrário, eles utilizaram a tarefa manipulativa das hastes da ancoragem e, conscientes ou não da função da ancoragem, eles atenuaram os efeitos perturbadores à postura. Ao que parece, o organismo, sob efeito da fadiga e juntamente com a utilização do sistema âncora, consegue integrar os padrões de vibração mecânica advindos da ancoragem háptica de maneira funcional. A resposta adaptativa decorrente desse

acoplamento (estratégia de controle) configura um novo comportamento funcional para a situação imposta (Mauerberg-deCastro, E., comunicação pessoal, 18 de janeiro de 2018). Essa estratégia resulta na melhor orientação do organismo no espaço a qual, em contraste com a ausência da suplementação háptica, parece comprometida pela perturbação intrínseca da fadiga. Como consequência do uso da ancoragem o sistema âncora permite que o organismo amplie suas referências espaciais externas que refletem em uma otimização dessas informações e promova eficientes possibilidades de controle do corpo em uma tarefa de postura quieta desafiadora. Durante os efeitos da fadiga, a ancoragem permite o sistema postural aquietar reduzindo os níveis de oscilação para conseguir realizar a tarefa de ancoragem. Ao se manter na tarefa, o organismo consequentemente também se beneficia de referências espaciais para preservar sua postura quieta. Esta relação circular otimiza o ciclo de ação-percepção (Gibson, 1966). Ao incorporar a informação háptica em tarefas posturais sob a condição de fadiga observamos um desacoplamento dos efeitos perturbadores à postura. Os parâmetros fisiológicos decorrentes do esforço físico máximo não alteram e seguem seu curso, como já observamos, entretanto, a informação háptica conseguiu atenuar os seus efeitos sobre a postura.

Pereira e Moraes (2017), utilizando da premissa de Lackner et al. (2000) e Vuillerme e Nougier (2003), induziram a fadiga local dos flexores plantares de adultos e idosos, e após a indução da fadiga suplementaram a informação háptica utilizando o sistema âncora e não o toque leve como Lackner et al. (2000) e Vuillerme e Nougier (2003). Lackner et al. (2000) e Vuillerme e Nougier (2003) encontraram que suplementar a informação háptica via toque leve pode suprimir os efeitos de fadiga local nos músculos da perna e flexores plantares. Ainda, segundo o estudo de Vuillerme e Nougier (2003), os resultados encontrados sugerem que a contribuição da informação háptica é aumentada após a fadiga local dos flexores plantares.

Os resultados encontrados por Pereira e Moraes (2017) corroboram com a literatura sobre a ancoragem diminuir a oscilação postural em condições sem fadiga. No entanto, contrariando a expectativa dos autores, a informação háptica advinda do uso do sistema âncora não conseguiu compensar os efeitos perturbadores à postura quando a fadiga local dos flexores plantares foi induzida. Os autores se posicionam em relação a esse achado dizendo que os participantes do estudo podem não ter se beneficiado do uso da ancoragem porque limitaram a atenção necessária para manusear as hastes do sistema

âncora. Segundo os autores os participantes priorizaram a atenção para a tarefa postural e de certa maneira abandonaram a tarefa de ancoragem.

O aumento da demanda postural aumenta a demanda atencional para o controle da mesma (Vuillerme, Forestier, & Nougier 2002). Para se manter ancorado é necessário um certo grau de atenção para execução do manuseio das hastes flexíveis das âncoras. Para controlar as hastes esticadas e ao mesmo tempo manter as cargas anexas no chão (premissa fundamental sobre o sistema âncora) o organismo depende de um processo voluntário e de mecanismos de atenção para tomada de decisão em relação a estratégias de ancoragem (Mauerberg-deCastro et al., 2014). Pereira e Moraes (2017) colocam que possivelmente os efeitos positivos da suplementação háptica via toque leve para atenuar os efeitos da fadiga local encontrados no estudo de Vuillerme e Nougier (2003) possam ser explicados por uma menor exigência atencional da estratégia de toque leve quando comparado ao uso do sistema âncora.

Embora Pereira e Moraes (2017) tenham encontrado resultados negativos em relação a suplementação háptica via sistema âncora, nos nossos achados encontramos efeitos opostos. Mesmo que a demanda atencional da tarefa postural tenha aumentado, os participantes conseguiram priorizar a tarefa de ancoragem juntamente com uma demanda postural alta. Uma possível explicação poderia estar relacionada com as características das demandas atencionais de cada tipo de indução da fadiga. Provavelmente na fadiga local o participante acabou priorizando a sua atenção para uma parte específica do corpo, nesse caso os flexores plantares. Já para uma fadiga de característica geral, dificilmente os participantes conseguiriam dar um foco atencional para uma parte corporal específica. Em uma fadiga de característica geral, o organismo como um todo se encontra alterado, podendo dessa maneira não requerer demanda atencional específica em relação à qualquer parte corporal fadigada, o que preserva o foco de atenção da tarefa de ancoragem. Outro aspecto relacionado ao foco atencional em relação à fadiga local é em decorrência da dor ou desconforto focal que essa fadiga promove. Pode ser que após a fadiga local a sensação intensa direcione o foco atencional local aumentando a competição entre os processos atencionais necessários na tarefa de ancoragem.

No nosso estudo, o organismo, ao invés de entender a tarefa manipulativa da ancoragem como uma tarefa concorrente à tarefa postural sob fadiga, acoplou a informação háptica no seu sistema de controle da postura. É importante relembramos que os efeitos perturbadores da fadiga a postura podem ser protocolo dependente, ou seja, a

maneira como a fadiga foi induzida (intensidade, duração, e tipo de exercício) podem influenciar nas respostas do sistema de controle postural.

A corrida incremental máxima utilizada nesse estudo demandou uma carga de trabalho imposta prioritariamente nos membros inferiores, o que pode ter caracterizado a fadiga local, principalmente em decorrência da inclinação da esteira que foi utilizada progressivamente durante o protocolo de esforço (Corbeil, Bégin, Nougier, & Teasdale, 2003). Contudo, o estado de fadiga geral foi o que predominou neste tipo de indução devido ao intenso impacto fisiológico e estrutural global. Nós encontramos nos nossos resultados que suplementar a informação háptica imediatamente após o esforço físico através do sistema de ancoragem foi eficiente quando utilizado um protocolo de esforço físico máximo de natureza geral. Este contexto de tarefa pode ter aumentado a complexidade da demanda postural de maneira mais acentuada quando comparado à um protocolo local como o utilizado por Pereira e Moraes (2017).

Para compensar as perturbações musculares, efeitos da hiperventilação e facilitar o controle da postura, estratégias voluntárias foram evidentes na busca ativa por uma informação útil com propósito de aquietar a postura. Geralmente em tarefas onde o controle postural é mais desafiado, como no nosso estudo, essas estratégias parecem ser mais eficazes. Além do desafio de manter o equilíbrio após um esforço físico máximo, a restrição da visão e a posição desafiadora dos pés (*tandem*)—que também gera uma fadiga muscular local—contribuíram para realçar a demanda pela informação háptica como elemento eficaz no sistema de controle postural (Bermejo et al., 2015; Hatzitaki, Pavlou, & Bronstein, 2004; Rowland & Stein, 2014; Vuillerme, Nougier, & Prieur, 2001). Em nosso estudo, mesmo o exercício físico deteriorando a detecção de inputs das entradas somatossensoriais e/ou a sua integração (Lepers et al., 1997; Nardone et al., 1997; Paillard, 2012), o sistema ação-percepção integrou a informação háptica relevante ao sistema de controle postural.

Outra direção nesta discussão é o papel da distribuição das forças mecânicas dos inputs hápticos ao longo das estruturas componentes do organismo. Qualquer força aplicada sobre uma estrutura de tensegridade pode afetar a sua configuração e seu padrão de distribuição das forças (Profeta & Turvey, 2018, Ingber, Wang, & Stamenović, 2014). Essa alteração de forças mecânicas aconteceu tanto pela indução do esforço físico e como também pela manipulação do sistema âncora. Quando a informação háptica é suplementada no organismo, a disposição interna das configurações de tensegridade também se modifica e no nosso caso uma resposta comportamental adaptativa de

diminuição da oscilação postural é apresentada (Mauerberg-deCastro et al., 2014). Ao incorporar um quadro de fadiga decorrente de esforço físico máximo com a informação háptica adicional via sistema âncora, o sistema de controle da postura parece conseguir do mesmo modo utilizar o fluxo de propagação e distribuição de distúrbios mecânicos vindos de um sistema não biológico para um sistema biológico (em multi-escala) (Turvey & Fonseca, 2014).

A presença da fadiga certamente amplia a propagação da deformação mecânica (e.g., aumento da atividade de tecidos em órgãos, aumento da circulação sanguínea e outras substâncias, etc.), porém, conquanto a informação háptica integra padrões de vibração mecânica de tecidos, os mesmos constituem uma unidade funcional na ancoragem, ou seja, a de preservar a referência espacial entre o corpo e o meio ambiente (Mauerberg-deCastro, comunicação pessoal, 2018). Este fator poderia acoplar o efeito funcional também na atividade mecânica (desorganizada) das estruturas corporais sob a fadiga. No estudo de Mauerberg-deCastro et al. (2013a) onde o acoplamento de ancoragem foi feito com cães em movimento, os autores discutem o papel da informação háptica evoluindo de uma situação quase-determinística, porém estocástica durante o deslocamento imprevisível do animal sobre uma esteira rolante. A perturbação da ancoragem do cão em deslocamento se torna funcional à medida que a demanda adaptativa da tarefa postural (i.e., vendado, permanecer equilibrado sobre uma plataforma de equilíbrio elevada) se torna significativa. Ou seja, quando os participantes humanos ancoraram com o cão, porém de olhos abertos, o aproveitamento da informação háptica foi nulo. Podemos observar que para uma condição em que o organismo se encontra sob efeitos da fadiga o aproveitamento da informação háptica via sistema âncora no nosso estudo foi satisfatório. O acoplamento entre alterações de tensão mecânica influenciadas pela demanda imposta pela fadiga em decorrência do exercício físico e alterações impostas pela exploração háptica configuraram um novo padrão tensional estrutural que, comparado ao padrão tensional na ausência da suplementação háptica, conseguiu atenuar os efeitos da fadiga intervenientes na postura.

7.4 Perfil e velocidade de recuperação no curso do tempo após esforço físico máximo sem suplementação háptica

Como observado anteriormente, o efeito da fadiga em decorrência do esforço físico máximo provocou um aumento da oscilação postural. Ainda, sabemos que os efeitos da fadiga sobre o controle da postura podem perdurar durante um período de tempo após a sua indução. Bove et al. (2007) colocam que esse tempo é relativamente curto e fica em torno de 10 minutos após o esforço físico. O impacto fisiológico é maior que o impacto no sistema postural. Os parâmetros fisiológicos, dependendo do tipo de exercício físico realizado, podem perdurar cerca de 1 hora, ou em casos de exercícios de alto endurance até dias. Existem contradições em relação ao tempo de recuperação do sistema postural para se equiparar novamente aos seus parâmetros sem esforço físico. Alguns estudos apontam para até 20 minutos e outros apresentam um tempo maior (até uma hora) (Nardone et al., 1998; Susco et al., 2004; Wilkins, Valovich, Perrin, & Gansneder, 2004).

Para os valores relacionados a área da elipse observamos que para a condição sem ancoragem no segundo momento de recuperação (5 minutos após o esforço) a condição sem ancoragem foi 95% menor quando comparada à imediatamente após o esforço. Os valores aumentados da área da elipse em decorrência da hiperventilação em fadiga, foram significativamente menores cinco minutos após o esforço físico quando comparados ao momento imediatamente após. Para o terceiro momento de recuperação a área da elipse não se diferenciou do momento anterior. Para 15 minutos após o teste de esforço, o perfil se manteve inalterado e não apresentou diferença significativa. Nessa condição, a recuperação dos valores da área da elipse para os valores sem esforço se deu a partir do terceiro momento de recuperação (10 minutos após o esforço).

Para os valores da distância percorrida pelo CP encontramos que os momentos de recuperação apresentaram um perfil linear e decrescente. O efeito desestabilizador da fadiga pós esforço físico máximo em relação à distância percorrida do CP desapareceu somente 15 minutos após o teste de esforço físico. Não encontramos diferenças entre os momentos 5, 10 e 15 minutos de recuperação. Dessa maneira parece que a recuperação aconteceu somente 15 minutos após o esforço físico, não mostrando alterações durante o curso do tempo.

Para ambas as variáveis (AMO, VM) o perfil de recuperação se apresentou semelhante. Apenas 10 minutos após o teste de esforço físico encontramos uma

equiparação nos valores de AMO e VM comparados ao momento sem esforço físico. Para a variável de RMS encontramos que a equiparação aconteceu 5 minutos após o esforço físico.

Observamos que para a maioria das variáveis utilizadas (área da elipse, distância percorrida, velocidade média, amplitude média) o perfil de recuperação se deu de forma similar (em torno de 10 e 15 minutos após o teste de indução ao esforço) se apresentando de maneira linear e decrescente. Nos momentos subsequentes ao esforço (5 minutos, 10 minutos e 15 minutos) os efeitos significativos de aumento da oscilação postural encontrados imediatamente após o esforço em decorrência da hiperventilação foram atenuados.

Esses achados em relação ao tempo de recuperação corroboram com alguns autores como Fox e colaboradores (2008) que encontraram que somente após 13 minutos o efeito desestabilizador da postura foi recuperado voltando a linha de base obtida no momento sem esforço. Outros pesquisadores (Bove et al., 2007; Guidetti, Franciosi, Gallotta, Emerenziani, & Baldari, 2011; Yaggie & Armstrong, 2004) também encontraram efeitos similares em que o tempo de recuperação foi de 10 minutos pós-exercício. Alguns estudos relacionam a rápida recuperação dos níveis de estabilidade postural com a possibilidade de que o exercício não foi capaz de induzir uma fadiga com magnitude suficiente para alterar o controle da postura por períodos prolongados (Nardone et al., 1997; Nardone et al., 1998; Vieira, de Avelar, Silva, Soares, & da Costa, 2015). No nosso estudo esse não foi o caso, pois o perfil de indução ao esforço físico foi capaz de perturbar o sistema postural por um tempo relativamente considerável.

7.5 Contribuição da informação háptica em relação ao perfil e velocidade de recuperação após esforço físico máximo

Uma das nossas perguntas em relação a suplementação da informação háptica através do sistema âncora era que essa informação poderia ser útil para acelerar a velocidade do processo de recuperação no curso do tempo comparado aos valores de base da oscilação postural quando os efeitos da fadiga não estavam presentes. A nova organização estabelecida pelo uso da ancoragem alterou o perfil e a velocidade de recuperação, fato que observamos em decorrência da presença da interação entre a estar ou não ancorado e os diferentes momentos de observação no curso do tempo. Como observaremos a seguir, a magnitude de oscilação das variáveis observadas foi significativamente menor com a

presença da informação háptica, é provável que, para esses valores, após atingida uma certa redução da magnitude de oscilação dificilmente eles dificilmente seriam reduzidos ou mantidos similares no decorrer do tempo de recuperação avaliado no estudo.

A interação estatística entre condição de tarefa e momento de recuperação observada para praticamente todas as variáveis mostra que a condição com âncora exibe um salto de recuperação menos acelerado na taxa de oscilação postural logo após a indução do esforço, em contraste com a condição sem âncora. A condição sem âncora, embora também exiba um perfil linear de recuperação, atinge valores similares aos da condição pré indução ao esforço por volta dos dez minutos, enquanto a condição com âncora reflete valores reduzidos já no momento imediato pós-esforço. A exploração via sistema háptico refletiu-se num nível bastante reduzido de oscilação postural, em contraste com a condição sem âncora, com evidências de distinta velocidade de recuperação ao longo do curso temporal. A recuperação do sistema postural com o uso do sistema âncora parece ser menos súbita e, aparentemente, atinge uma assíntota na curva de recuperação perto dos 10 minutos, quando os valores então assemelham-se à situação sem indução ao esforço, exceto para área da elipse na condição sem âncora que só aproximou os valores aos anteriores à indução de esforço aos 15 minutos. A resposta diferenciada em termos absolutos de valores entre as duas condições é visível após o esforço na maioria das variáveis. Este resultado certamente é dependente da amplitude absoluta da oscilação que, já reduzida na condição com ancoragem, tem menos possibilidade de mudanças por já estar perto dos valores basais da condição da tarefa.

Para os valores relacionados à área da elipse na condição de ancoragem, o segundo momento de recuperação (5 minutos após o esforço) foi 68% menor que aquele imediatamente à indução do esforço, enquanto que a condição sem ancoragem foi 29%. A variável distância percorrida do CP mostrou recuperação semelhante entre as condições de tarefa em termos de taxa de oscilação, 26% e 23%, respectivamente para as condições âncora e sem âncora. Na VM-AP, 5 minutos após o esforço, a condição sem âncora diminuiu 20% da imediatamente à indução do esforço, enquanto que a condição sem ancoragem 26%. Na VM-ML a diferença na condição com âncora após a indução ao esforço foi 31% e para a condição sem âncora, 22%. Nestas variáveis, as linhas de recuperação foram paralelas, ou seja, ambas as condições mostraram recuperação em similar proporção. A característica de aumento do efeito do esforço no primeiro momento após a indução ao esforço para o grupo sem âncora e mais acentuado ainda para o grupo

com ancora, além da linha aproximadamente paralela entre ambos ao longo dos próximos momentos de recuperação predominou em AMO-AP e AMO-ML, e também em RMS-AP e RMS-ML.

A ancoragem, para algumas variáveis, revela uma recuperação significativa bastante acentuada em seus valores absolutos (e.g., área da elipse, AMO-AP, AMO-ML, RMS-AP e RMS-ML), e proporcionalmente se alteram modestamente entre os momentos de recuperação finais. Os parâmetros de recuperação com brusca recuperação inicial são consistentes com resultados encontrados na literatura, fato que ocorre em decorrência da dissipação dos efeitos da fadiga geral (Bove et al., 2007; Guidetti, Franciosi, Gallotta, Emerenziani, & Baldari, 2011; Yaggie & Armstrong, 2004).

Como já vimos, alguns estudos analisaram o efeito da informação háptica na diminuição dos efeitos perturbadores da fadiga (Lackner et al., 2000; Vuillerme e Nougier, 2003; Pereira & Moraes, 2017), mas nenhum deles analisou se a informação háptica poderia acelerar a velocidade da sua recuperação durante os momentos subsequentes. Também observamos diferentes resultados em relação à ferramenta de suplementação háptica utilizada nesses estudos. Sabemos que suplementar a informação háptica via toque leve para tarefas posturas sob fadiga local parece ser mais eficiente do que via sistema âncora (Pereira & Moraes, 2017). Até o momento, com os nossos resultados, podemos dizer que esses achados não equivalem para fadiga geral como foi a induzida nesse estudo.

7.6 Efeito de aprendizagem durante as tarefas posturais – grupo controle

Ao incorporar a informação háptica em tarefas posturais, encontramos na literatura que efeitos de prática decorrentes do uso do sistema âncora podem ser encontrados. No caso da suplementação háptica via sistema âncora alguns efeitos de prática são observados, principalmente à curto prazo (Mauerberg-deCastro, Moraes, & Campbell, 2012). Com a intenção de segregarmos um possível efeito de prática decorrente das tarefas posturais impostas em de cada sessão experimental (com ou sem âncora) um segundo experimento foi criado com um grupo controle independente do grupo experimental. Nesse grupo, ao invés da presença de um protocolo de esforço, os participantes ficaram em repouso com medidas de oscilação postural coletadas dentro de intervalos de tempo similares ao do grupo experimental que executou o protocolo de esforço para ambas as sessões (sem âncora e com âncora). Uma das perguntas

relacionados a esse grupo foi responder se a prática de curto prazo somada à dissipação da fadiga poderia ser um fator sobreposto em relação à resposta comportamental do controle da postura.

Observamos nos resultados referentes ao grupo controle que as tarefas posturais de cada intervalo (i.e., medida basal, imediatamente após, 5, 10 e 15 minutos) não foram suficientes para promover efeitos de aprendizagem durante cada sessão, com e sem âncora. Tanto para a sessão com tarefas posturais sem âncora ou com âncora não foram suficientes para proporcionar efeitos de prática no curso temporal escolhido. O que podemos observar é o efeito positivo da suplementação háptica para diminuir a oscilação postural. Estar ancorado, para este grupo controle, e como já é conhecido na literatura (Calve & Mauerberg-deCastro, 2005; Costa, Mancio, Mauerberg-deCastro, & Moraes, 2015; Dascal, Okazaki, & Mauerberg-deCastro, 2012; Freitas, Mauerberg-deCastro, & Moraes, 2013; Hedayat, Moraes, Lanovaz, & Oates, 2017; Mauerberg-deCastro et al., 2010; Mauerberg-deCastro, Moraes, & Campbell, 2012; Moraes & Mauerberg-deCastro, 2009) reduziu a oscilação postural em cerca de 75% para área da elipse, 22% para distância percorrida do CP, 52% para VM_AP, 45% para VM_ML, 34% para AMO_AP e 36% para AMO_ML comparados à não estar ancorado.

Freitas et al. (2013) a fim de observarem o efeito da prática com a utilização do sistema âncora compararam diferentes frequências de prática em idosos durante uma sessão. Os autores encontraram que os idosos se beneficiaram com a frequência de prática intermitente para efeitos de retenção posterior (24 horas depois). Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) observaram o efeito de uma pequena quantidade de prática com o sistema âncora (20 ensaios) para idosos. Nesse estudo o uso do sistema âncora resultou em uma diminuição da oscilação postural durante o seu uso, entretanto imediatamente após o sistema âncora ter sido removido, nenhum efeito foi encontrado. Os autores sugerem que a quantidade de prática foi pequena para promover algum efeito permanente. Para o nosso estudo, somado à uma prática significativamente menor, e o espaçamento entre os blocos de tentativas (diferentes momentos) podem ter contribuído para a ausência do efeito de prática. No estudo que encontramos o efeito decorrente da prática somente para tarefas com âncoras, os blocos de tentativas foram realizados de maneira sequencial (Mauerberg-deCastro, Moraes, & Campbell, 2012). No nosso estudo a prática entre as sessões foi consideravelmente menor do que os estudos citados, assim a aprendizagem ou algum efeito da prática não foi evidenciada, e provavelmente não interferiu nos resultados do grupo experimental. Extrapolando os resultados do grupo controle para o grupo

experimental, podemos inferir que para o nosso estudo, nas sessões realizadas com a suplementação háptica, a dissipação da fadiga decorrente do exercício físico máximo em esteira ergométrica pode ter sido o único fator que integrou a melhora da efetividade da ancoragem e melhora do controle da postura durante o curso temporal de observações, não apresentando efeitos sobrepostos de prática decorrente do uso das âncoras. Para as sessões sem ancoragem o mesmo argumento pode ser considerado onde a oscilação postural diminui (embora em magnitudes maiores comparado à ancoragem) ao longo do tempo em decorrência da dissipação da fadiga, e não em decorrência da prática da tarefa postural que poderia ter levado a uma adaptação comportamental em decorrência da demanda postural imposta (olhos fechados e pés em tandem).

7.7 Manuseio e tração do sistema âncora para suplementação da informação háptica

Fica evidente neste estudo que a informação háptica suplementada pelo sistema âncora foi eficiente para reduzir a oscilação postural em condições sobre o efeito do esforço físico. É possível presumirmos que esse fato está relacionado ao caráter exploratório (característica fundamental para obtenção da informação háptica) que se torna evidente e possível com o uso dessa ferramenta. Para manter ou reestabelecer o controle da postura o indivíduo insere estratégias exploratórias durante a realização da tarefa que se alteram em decorrência da dificuldade da tarefa. Uma das características dessas estratégias pode ser verificada por meio da quantificação da tração de ancoragem realizada pelos indivíduos para diminuir a oscilação postural.

Nesse sentido, observamos que os participantes do grupo experimental realizaram a tração das âncoras diminuindo a oscilação postural e se beneficiando do sistema âncora em todos os momentos. No nosso estudo não foi encontrada diferenças entre utilizar a mão direita ou esquerda, Mauerberg-de Castro, Moraes, Miranda, Aires, Porto, e Pestana (2013b) investigaram a utilização uni e bimanual em tarefas de equilíbrio com o sistema âncora, e em comum com ao nosso estudo, a partir dos achados concluíram que as mãos tendem a atuar em sincronia na tentativa de reduzir a oscilação corporal. Alguns estudos evidenciaram que essa sincronia pode não acontecer. Por exemplo, Mauerberg-deCastro e Magre (2014a) encontraram uma maior força média tanto de tração em tarefas com âncoras como de pressão em tarefas de toque leve pelo braço esquerdo, ainda que a dominância lateral da maioria dos participantes tenha sido destra. Em relação às estratégias de tração utilizadas nos diferentes momentos do nosso estudo, observamos

uma maior força média de tração no momento imediatamente após o esforço (2,4 N) embora não tenha se diferenciado do momento sem esforço (1,9 N) e um declínio significativo na força média de tração a partir de 10 minutos após o protocolo de esforço. O declínio a partir de 10 minutos após o esforço físico pode ter acontecido em decorrência da diminuição da demanda postural, que em decorrência apresentaram uma diminuição da necessidade de exploração háptica. Em estudo com o sistema âncora encontramos geralmente níveis médios de força de tração em torno de 2,1 N e 2 N, respectivamente, para as mãos direita e esquerda; os eventos de força máxima ficam próximos ao dobro dessa quantidade (ou seja, 4,7 N e 4,6 N, respectivamente, para as mãos direita e esquerda) para pés paralelos de olhos fechados (Mauerberg-deCastro et al., 2014).

Observamos que a dificuldade da tarefa (i.e., posição dos pés), ou uma alteração no organismo aumenta a necessidade de exploração háptica para obtenção de informação de referência externa. No nosso estudo a complexidade da tarefa consistia na posição escolhida para a execução (pés em tandem), ausência da visão e a alteração da homeostase do organismo (indução a fadiga). Bermejo et al. (2015) já haviam observado que a posição dos pés acentuou os efeitos perturbadores a postura após a indução do esforço. De fato, em nos nossos resultados observamos que o momento imediatamente após o esforço se diferenciou dos demais momentos de recuperação para níveis de tração média das âncoras. Para o pico máximo também observamos que no momento imediatamente após o esforço foi onde encontramos os maiores valores. Em relação aos valores de pico e média de tração os nossos resultados demonstram níveis próximos aos dados apresentados por Mauerberg-deCastro et al. (2014). Assim, quando o organismo se encontrava em uma tarefa mais desafiadora (tandem e pós esforço físico) houve uma necessidade de aumento da exploração háptica para aquisição de informação do ambiente. A necessidade de exploração háptica através das âncoras foi diminuindo na medida em que a recuperação fisiológica, bioquímica e estrutural do organismo foi ocorrendo juntamente com diminuição da oscilação postural. Esse fato corrobora com o pressuposto mais importante em relação ao sistema âncora, tarefas mais desafiadoras exigem uma maior necessidade de busca pela informação háptica, no nosso caso, suplementada pela ancoragem (Mauerberg-deCastro et al., 2014).

Para Rabin et al. (2006), níveis de força maiores que 1 N poderiam fornecer um suporte mecânico para diminuição da oscilação postural. De fato, os resultados relacionados ao toque leve (paradigma que também incorpora a informação háptica ao sistema de controle postural) demonstram que baixos níveis de força aplicados podem

diminuir a oscilação postural. De acordo com esses pesquisadores, a força média de pressão do dedo durante o contato inicial foi de 0,79 N. Ao longo da duração da tarefa, a força foi sendo diminuída até chegar em valores próximos a 0,4 N. Realmente os valores de pressão referentes aos estudos de toque leve são significativamente menores que os valores de tração do sistema âncora (Jeka, 1997; Mauerberg-deCastro, 2014). No entanto, é interessante salientar que as exigências da tarefa e a maneira como ela deve ser executada diferem do paradigma de toque leve. Estar ancorado possibilita o executante da tarefa uma exploração com as âncora com graus de liberdade em relação a movimentação da ferramenta mais amplos e com maiores combinações do que a exploração com toque leve, onde a movimentação se limita à ponta dos dedos sobre uma pequena superfície. Nas tarefas que utilizam o toque leve, a direção de contato acontece em uma única direção (pressão de cima para baixo), e o contato é direto e não mediado por uma ferramenta. O contato restrito e direto não possibilita diferentes estratégias de manipulação (i.e., a estratégia será praticamente a mesma, pressão em uma direção única), enquanto que a utilização da âncora favorece ao indivíduo uma maior liberdade de movimentos exploratórios e oportuniza diferentes estratégias para manter/diminuir a oscilação corporal favorecendo uma constante atualização do sistema postural. A exploração para busca deliberada de informação háptica com a ancoragem permite uma combinação de movimentos distais das mãos e dos braços através da haste flexível que se diferencia amplamente da exploração com o toque leve. A única semelhança entre os paradigmas é que ambos utilizam a informação háptica com a finalidade de diminuir a oscilação postural (Mauerberg-deCastro et al., 2014).

Utilizar as âncoras exige uma demanda atencional para operacionalizar a manipulação das suas hastes flexíveis, assim como em uma tarefa postural onde a demanda da tarefa postural cresce (i.e., presença da fadiga) e a demanda atencional aumenta (Pereira & Moraes, 2017; Lajoie, Teasdale, Bard, & Fleury, 1993). Embora a demanda atencional tenha aumentado em decorrência da complexidade da tarefa, esse fato não impossibilitou a utilização das âncoras. Como observado, a tração das hastes flexíveis do sistema âncora foram efetivas para a exploração háptica. Quando a tarefa se mostrou mais desafiadora a tração das âncoras foi maior, e quando a tarefa foi se mostrando menos desafiadora a exploração das âncoras também foi menor. Embora os valores tenham ficado próximos de 2,4 N a ancoragem não ofereceu um suporte mecânico ao participante que fazia o seu uso.

Nossos resultados demonstram que as pistas hápticas obtidas pelo sistema âncora foram integradas com outras informações sensoriais pelo sistema de controle postural (Jeka, Bentzen, & Lackner, 1996; Rowland & Stein, 2014). Com a utilização do sistema de ancoragem e a adição da informação háptica, os participantes expandiram a exploração ativa do ambiente através de alterações na tração das hastes das âncoras (Mauerberg-deCastro et al., 2012). Essa capacidade do indivíduo em detectar as propriedades de uma superfície por meio da exploração mediada pelo sistema âncora pode ser explicada pela telemodalidade perceptiva (Cabe, 2011; 2013). O sistema âncora funciona como um transmissor da informação distal, ou seja, sobre propriedades da superfície de apoio e seu sistema de referência espacial em relação ao corpo (i.e., alinhamento perpendicular formado por um sistema de referência tipo tripé: corpo e ponto de contato das duas âncoras na superfície de apoio). A telemodalidade ocorre porque a extensão de contato é não-neural (i.e., as duas âncoras). O mecanismo de exploração pelo sistema háptico destas extensões recorre a um jogo de forças físicas (invariantes como gravidade, viscosidade, massa, etc.) e do sistema ação-percepção (Mauerberg-deCastro et al., 2014). O resultado é a eficiente noção de orientação que garante melhora na estabilidade postural. Este jogo parece ser, em termos relativos, otimizado na condição de fadiga, uma vez que o sistema ação-percepção incorpora dados da sensação de fadiga do organismo. Efeitos da fadiga evoluem instante-a-instante para um potencial estado de entropia afetando a configuração de controle postural; esses efeitos não são abolidos quando observamos a ineficiência dos mecanismos de controle postural numa situação controle (i.e., sem a ancoragem háptica). Na ancoragem háptica aparentemente esses mecanismos refletem a atenuação dos efeitos da fadiga na postura e a seleção de informações sensoriais relevantes ao sistema de controle postural.

8. Conclusão

O organismo compensou os efeitos de degradação do equilíbrio provocados pelo esforço intenso a partir de estímulos de curto prazo durante a atividade exploratória com o sistema âncora. A informação háptica foi útil para o sistema que se encontrava em desequilíbrio homeostático promovendo uma diminuição da oscilação postural. Os benéficos conhecidos na literatura sobre a utilização do sistema âncora, segundo nosso estudo, permanecem mesmo em estados de fadiga geral do organismo provocados pelo exercício físico.

Suplementar a informação háptica associando ao quadro de fadiga geral proporcionou uma nova disposição interna do status de tensegridade do organismo que apesar de não ter banido por completo os efeitos perturbadores da fadiga geral ao controle da postura, foi eficiente em otimizar a informação háptica como uma informação importante e efetiva ao sistema de controle da postura.

Embora a informação háptica tenha atenuado significativamente os efeitos da fadiga geral sobre os níveis de oscilação postural, a velocidade de recuperação dos valores basais da oscilação postural foi, na condição de ancoragem, reduzida dada sua proximidade com os valores de oscilação típicos da tarefa sem a fadiga. Valores muito próximos aos encontrados em situações de homeostase do organismo sob o contexto específico da tarefa, como aqui encontrados, dificilmente seriam modificados. De maneira geral os efeitos da fadiga geral, desaparecem entre 10 e 15 minutos estando ou não ancorado. Entretanto, cada condição de tarefa se aproxima ao parâmetro da situação basal (i.e., sem fadiga), porém preserva o contexto de perturbação inerente ao uso ou não uso da informação háptica (i.e., sistema âncora).

A exploração háptica, representada nos níveis de tração das hastes flexíveis das âncoras, foi evidente na condição mais desafiadora à postura (imediatamente após o esforço). Conforme a tarefa foi se tornando mais fácil (diminuição dos efeitos do esforço físico sobre a postura nos diferentes momentos após o esforço físico) a estratégia na exploração háptica resultou na diminuição dos níveis de tração na puxada das cargas.

Parâmetros fisiológicos não foram alterados em decorrência da suplementação da informação háptica, entretanto seus efeitos intervenientes sobre o controle da postura foram amenizados. Os resultados encontrados permitem abolir a possibilidade de efeito de prática da tarefa postural, tanto para tarefas com ou sem suplementação háptica.

9. Limitações do estudo, sugestões e recomendações

Embora a efetividade da informação háptica tenha sido comprovada no nosso estudo, é importante cautela ao generalizar os resultados. É possível que efetividade da ancoragem háptica ocorra apenas para esse tipo específico de indução do esforço físico.

É importante considerar a necessidade de investigações adicionais usando diferentes forma de indução ao esforço físico. Também devemos considerar se a utilização do sistema âncora para suplementação da informação háptica pode promover benefícios após um treinamento a médio e longo prazo sob condições de fadiga geral.

Em relação às nossas limitações metodológicas, seria ideal a utilização de um acompanhamento eletromiográfico para sabermos como se comportou a ativação muscular local, principalmente do tríceps sural (grupo muscular mais importante no controle da postura, principalmente devido a sua função anti-gravidade) após indução da fadiga pelo protocolo de esforço utilizado (Heroux, Dakin, Luu, Inglis & Blouin, 2014). Uma correlação cruzada entre os dados da célula de carga e dados do deslocamento do CP nos permitiriam identificar se mudanças relacionadas à força aplicada na tração das âncoras também levariam a mudanças relativas na trajetória do CP, entretanto essa análise não foi realizada. Outra limitação do estudo foi a não inserção dos dados de força de tração nas células de carga (i.e., porção das âncoras que repousam na superfície) do grupo controle, embora os mesmos tenham sido coletados.

Sugestões para estudos futuros seria avaliar os efeitos da prática e da sua transferência sob condições de fadiga geral. Ainda, futuramente, seria importante observar de maneira sistemática a inserção do uso da ferramenta háptica dentro de contextos de treinamento esportivo ou de reabilitação.

REFERÊNCIAS

- Albertsen, I.M., Temprado, J.J., & Berton, E. (2010). Effect of haptic supplementation on postural stabilization: a comparison of fixed and mobile support conditions. *Human movement science*, 29(6), 999-1010. doi: 10.1016/j.humov.2010.07.013
- Albertsen, I.M., Temprado, J.J., & Berton, E. (2012). Effect of haptic supplementation provided by a fixed or mobile stick on postural stabilization in elderly people. *Gerontology*, 58(5), 419-429. doi: 10.1159/000337495
- Assländer, L., & Peterka, R.J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 111(9), 1852-1864. doi: 10.1152/jn.00669.2013
- Baldan, A.M.S., Alouche, S.R., Araujo, I.M.G., & Freitas, S.M.S.F. (2014). Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait & posture*, 40(1), 1-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.028
- Barbieri, F. A., Rodrigues, S. T., Polastri, P. F., Barbieri, R. A., de Paula, P. H. A., Milioni, F., ... & Zagatto, A. M. (2017). High intensity repeated sprints impair postural control, but with no effects on free throwing accuracy, in under-19 basketball players. *Human Movement Science*, 54, 191-196. doi: 10.1016/j.humov.2017.04.010
- Baratto, L., Morasso, P.G., Re, C., and Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6 (3), 246-270. doi: 10.1123/mcj.6.3.246
- Bermejo, J.L., García-Massó, X., Gomis, M., Noé, F., Huertas, F., Pablos, C., & Paillard, T. (2015). The difficulty of postural tasks amplifies the effects of fatigue on postural stability. *European journal of applied physiology*, 115(3), 489-495. doi: 10.1007/s00421-014-3038-z
- Bisson, E.J., Chopra, S., Azzi, E., Morgan, A., & Bilodeau, M. (2010). Acute effects of fatigue of the plantarflexor muscles on different postural tasks. *Gait & posture*, 32(4), 482-486. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.006
- Bolton, D. A., McIlroy, W. E., & Staines, W. R. (2011). The impact of light fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. *Experimental brain research*, 212(2), 279-291. doi: 10.1007/s00221-011-2728-6
- Borg, G.A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports exercise*, 14(5), 377-381
- Bove, M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F., Cogo, C.E., & Ruggeri, P. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. *Neuroscience letters*, 418(3), 276-281. doi: 10.1016/j.neulet.2007.03.036

Bruce, R., Kusumi, F., & Hosmer, D. (1973). Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. *American heart journal*, 85(4), 546-562.

Bryanton, M.A., & Bilodeau, M. (2016). Postural stability with exhaustive repetitive sit-to-stand exercise in young adults. *Human movement science*, 49, 47-53. doi: 10.1016/j.humov.2016.06.006

Burdet, C., & Rougier, P. (2004). Effects of utmost fatigue on undisturbed upright stance control. *Science & sports*, 19(6), 308-316. doi: 10.1016/j.scispo.2004.02.003

Burgi F., Meyer U., Granacher U., Schindler C., Marques-Vidal P., Kriemler S., Puder J. J. (2011) Relationship of physical activity with motor skills, aerobic fitness and body fat in preschool children: a cross-sectional and longitudinal study (Ballabeina). *Int J Obes (Lond)* 35(7): 937–944. doi: 10.1038/ijo.2011.54.

Burton, G. (1993). Non-neural extensions of haptic sensitivity. *Ecological Psychology*, 5(2), 105-124.

Cabe, P.A. (2011). Haptic distal spatial perception mediated by strings: Haptic “looming”. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 37(5), 1492. doi: 10.1037/a0024231

Cabe, P.A. (2013). Haptic distal spatial perception mediated by strings: Size at a distance and egocentric localization based on ellipse geometry. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 75(2), 358-374. doi: 10.3758/s13414-012-0389-6

Cabe, P.A., & Pittenger, J.B. (1992). Time-to-topple: Haptic angular tau. *Ecological Psychology*, 4(4), 241-246.

Cabe, P.A., & Hofman, L.L. (2012). Haptic distal spatial perception mediated by strings: Point of closest approach and bypass distance. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 38, 1328-1340. doi: 10.1037/a0027738

Calve, T., & Mauerberg-deCastro, E. (2005). Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. *Motriz*, 11(3), 199-204.

Carello, C., & Turvey, M.T. (2004). Physics and psychology of the muscle sense. *Current directions in psychological science*, 13(1), 25-28. doi: 10.1111/j.0963-7214.2004.01301007.x

Carello, C., Silva, P.L., Kinsella-Shaw, J.M., & Turvey, M.T. (2008). Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 12(5), 339-350. doi: 10.1590/S1413-35552008000500002

Carello, C., & Turvey, M.T. (2017). Useful Dimensions of Haptic Perception: 50 Years After The Senses Considered as Perceptual Systems. *Ecological Psychology*, 29(2), 95-121. doi: 10.1080/10407413.2017.1297188

Coelho, A.R., do Rego Andre, A.P., Perobelli, J.L.L., Sonobe, L.S., & de Abreu, D.C.C. (2017). Immediate effects of an anchor system on the stability limit of individuals with chronic dizziness of peripheral vestibular origin. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 83(1), 3-9. doi: 10.1016/j.bjorl.2015.12.008

Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & posture*, 14(1), 28-35. doi:10.1016/S0966-6362(01)00112-6

Corbeil, P., Blouin, J.S., Bégin, F., Nougier, V., & Teasdale, N. (2003). Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait & posture*, 18(2), 92-100. doi: 10.1016/S0966-6362(02)00198-4

Costa, A.A., Mancio, P.A.R., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2015). Haptic information provided by the “anchor system” reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neuroscience letters*, 609, 1-6. doi: 10.5206/wurjhns.2010-11.2

Costa, T.D.A.D. (2014). Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral no sentido háptico durante tarefas de controle postural. Dissertação de mestrado não publicada, Universidade Estadual Paulista, campus Rio Claro, São Paulo, Brasil.

Costa, A. A., dos Santos, L. O., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2017). Task difficulty has no effect on haptic anchoring during tandem walking in young and older adults. *Neuroscience letters*, 666, 133-138. doi: 10.1016/j.neulet.2017.12.052

Dascal, J.B., Okazaki, V.H.A., & Mauerberg-deCastro, E. (2012). Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 14(2), 144-153. doi: 10.5007/1980-0037.2012v14n2p144

da Silva, J.A.L., dos Santos, L.O., & Moraes, R. (2016). A contribuição do sistema âncora em diferentes segmentos corporais para o controle da postura em idosos. *Fisioterapia e Pesquisa*, 23(4), 381-387. doi: 10.1590/1809-2950/15833723042016

Degache, F., Van Zaen, J., Oehen, L., Guex, K., Trabucchi, P., & Millet, G. (2014). Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultra-marathon. *PLoS One*, 9(1), e84554. doi: 10.1371/journal.pone.0084554

Demura, S., & Uchiyama, M. (2009). Influence of anaerobic and aerobic exercises on the center of pressure during an upright posture. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 7(1), 39-47. doi: 10.1016/S1728-869X(09)60006-X

Derave, W., Clercq, D.D., Bouckaert, J., & Pannier, J.L. (1998). The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics*, 41(6), 782-789. doi: 10.1080/001401398186630

Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J.L., & De Clercq, D. (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International journal of sports medicine*, 23(1), 44-49. doi: 10.1055/s-2002-19374

dos Santos, L.O., Moura, F.H.V., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2015). 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*, 29(3), 487-495. doi: 10.1590/1807-55092015000300487

Duarte, M., & Freitas, S.M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3).

Ericson, M.O., Nisell, R., Arborelius, U.P., & Ekholm, J. (1984). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 17(2), 53-61.

Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(1), 117-122. doi: 10.1097/00005768-200201000-00018

Fox, Z.G., Mihalik, J.P., Blackburn, J.T., Battaglini, C.L., & Guskiewicz, K. M. (2008). Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. *Journal of athletic training*, 43(5), 456-463. doi: 10.4085/1062-6050-43.5.456

Freitas, M.D.B.Z., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2013). Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. *Gait & posture*, 38(3), 433-437. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.004

Frissen, I., Ziat, M., Champion, G., Hayward, V., & Guastavino, C. (2012). The effects of voluntary movements on auditory–haptic and haptic–haptic temporal order judgments. *Acta psychologica*, 141(2), 140-148. doi: 10.1016/j.actpsy.2012.07.010

Fuller, R.B. and Applewhite, E.J. (1975). *Synergetics: Explorations in the geometry of thinking*, New York: Macmillan.
<http://www.rwgrayprojects.com/synergetics/synergetics.html>

Gauchard, G.C., Gangloff, P., Vouriot, A., Mallie, J.P., & Perrin, P. P. (2002). Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. *International Journal of Neuroscience*, 112(10), 1191-1206. doi: 10.1080/00207450290026157

Gauchard, G.C., Gangloff, P., Vouriot, A., Mallie, J.P., & Perrin, P.P. (2002). Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. *International Journal of Neuroscience*, 112(10), 1191-1206. doi: 10.1080/00207450290026157

Gentaz, E., Baud-Bovy, G., & Luyat, M. (2008). The haptic perception of spatial orientations. *Experimental brain research*, 187(3), 331-348. doi: 10.1007/s00221-008-1382-0

Gibson, J.J. (1962). Observations on active touch. *Psychological review*, 69(6), 477.

Gibson, J.J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. (Houghton-Mifflin 610 Ed.). Boston, MA.

Gimmon, Y., Riemer, R., Oddsson, L., & Melzer, I. (2011). The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 922-928. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.08.005

Gribble, P.A., & Hertel, J. (2004). Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(4), 589-592. doi: 10.1016/j.apmr.2003.06.031

Guidetti, L., Franciosi, E., Gallotta, M. C., Emerenziani, G. P., & Baldari, C. (2011). Postural control after a prolonged treadmill run at individual ventilatory and anaerobic threshold. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10, 515-519.

Hatzitaki, V., Pavlou, M., & Bronstein, A.M. (2004). The integration of multiple proprioceptive information: effect of ankle tendon vibration on postural responses to platform tilt. *Experimental brain research*, 154(3), 345-354. doi: 10.1007/s00221-011-2986-3

Hebert, J.R., Corboy, J.R., Manago, M.M., & Schenkman, M. (2011). Effects of vestibular rehabilitation on multiple sclerosis-related fatigue and upright postural control: a randomized controlled trial. *Physical therapy*, 91(8), 1166-1183. doi: 10.2522/ptj.20100399

Hedayat, I., Moraes, R., Lanovaz, J. L., & Oates, A. R. (2017). Different haptic tools reduce trunk velocity in the frontal plane during walking, but haptic anchors have advantages over lightly touching a railing. *Experimental Brain Research*, 235(6), 1731-1739. doi: 10.1007/s00221-017-4921-8

Héroux, M E., Dakin, C.J., Luu, B.L., Inglis, J.T., & Blouin, J.S. (2014). Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. *Journal of applied physiology*, 116(2), 140-148. doi: 10.1152/japplphysiol.00906.2013

Hill, M.W., Oxford, S.W., Duncan, M.J., & Price, M.J. (2015). The effects of arm crank ergometry, cycle ergometry and treadmill walking on postural sway in healthy older females. *Gait & posture*, 41(1), 252-257. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.10.014

Hoffman, M.D., Gilson, P.M., Westenburg, T. M., & Spencer, W.A. (1992). Biathlon shooting performance after exercise of different intensities. *International journal of sports medicine*, 13(3), 270-273.

- Holden, M., Ventura, J., & Lackner, J.R. (1994). Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of Vestibular Research*, 4(4), 285-3.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports medicine*, 41(3), 221-232. doi: 10.2165/11538560-000000000-00000.
- Huijing, P. A., & Baan, G.C. (2003). Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *Journal of applied physiology*, 94(3), 1092-1107.
- Hunter, I.W., & Kearney, R.E. (1981). Respiratory components of human postural sway. *Neuroscience letters*, 25(2), 155-159. doi: 10.1016/0304-3940(81)90324-4
- Ingber, D. E. (1997). Tensegrity: the architectural basis of cellular mechanotransduction. *Annual review of physiology*, 59(1), 575-599. doi: 10.1146/annurev.physiol.59.1.575
- Ingber, D.E. (2003). Tensegrity II. How structural networks influence cellular information processing networks. *Journal of Cell Science*, 116, 1397-1408.
- Ingber, D. E. (2004). The mechanochemical basis of cell and tissue regulation. *Mech Chem Biosyst*, 1(1), 53-68. doi: 10.3970/mcb.2004.001.053.pdf
- Ingber, D. E. (2006). Cellular mechanotransduction: putting all the pieces together again. *The FASEB journal*, 20(7), 811-827. doi: 10.1096/fj.05-5424rev
- Ingber, D. E., Wang, N., & Stamenović, D. (2014). Tensegrity, cellular biophysics, and the mechanics of living systems. *Reports on Progress in Physics*, 77(4), 046603. doi: 10.1088/0034-4885/77/4/046603
- Wang, N., Tytell, J. D., & Ingber, D. E. (2009). Mechanotransduction at a distance: mechanically coupling the extracellular matrix with the nucleus. *Nature reviews Molecular cell biology*, 10(1), 75-82. doi: 10.1038/nrm2594
- Jeka, J. J., & Lackner, J.R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, 79(2), 495-502.
- Jeka, J. J., & Lackner, J.R. (1995). The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Experimental Brain Research*, 103(2), 267-276.
- Jeka, J.J., Easton, R.D., Bentzen, B.L., & Lackner, J.R. (1996). Haptic cues for orientation and postural control. *Perception & psychophysics*, 58(3), 409-423.
- Jeka, J.J. (1997). Light touch contact as a balance aid. *Physical Therapy*, 77(5), 476-487.

Jeka, J.J., Schöner, G., Dijkstra, T., Ribeiro, P., & Lackner, J.R. (1997). Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental Brain Research*, 113(3), 475-483.

Johannsen, L., Guzman-Garcia, A., & Wing, A. M. (2009). Interpersonal light touch assists balance in the elderly. *Journal of motor behavior*, 41(5), 397-399. doi:10.3200/35-09-001

Johannsen, L., Wing, A. M., & Hatzitaki, V. (2011). Contrasting effects of finger and shoulder interpersonal light touch on standing balance. *Journal of neurophysiology*, 107(1), 216-225. doi:10.1152/jn.00149.2011

Profeta, V. L., & Turvey, M. T. (2018). Bernstein's levels of movement construction: A contemporary perspective. *Human movement science*, 57, 111-133. doi: 10.1016/j.humov.2017.11.013

Kinsella-Shaw, J.M., & Turvey, M.T. (1992). Haptic perception of object distance in a single-strand vibratory web. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 52(6), 625-638.

Lackner, J.R., Rabin, E., & DiZio, P. (2000). Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. *Journal of neurophysiology*, 84(5), 2217-2224.

Lackner, J.R., Rabin, E., & DiZio, P. (2001). Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Experimental Brain Research*, 139(4), 454-464. doi: 10.1007/s002210100775

Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*, 97(1), 139-144.

Langevin, H.M., & Huijing, P.A. (2009). Communicating about fascia: history, pitfalls, and recommendations. *International journal of therapeutic massage & bodywork*, 2(4), 3.

Lederman, S.J., & Klatzky, R.L. (2009). Haptic perception: A tutorial. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 71(7), 1439-1459

Lee, P.T, Moore, J.H., & Parry, G.P. (2003). Postural control after a 2-mile run. *Military medicine*, 168(11), 896.

Lepers, R., Bigard, A.X., Diard, J.P., Gouteyron, J.F., & Guezennec, C.Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 76(1), 55-61.

Levin, S.M. (2002). The tensegrity-truss as a model for spine mechanics: Biotensegrity. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2, 375-388.

Lion, A., Bossier, G., Gauchard, G.C., Djaballah, K., Mallié, J.P., & Perrin, P. P. (2010). Exercise and dehydration: A possible role of inner ear in balance control

disorder. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20(6), 1196-1202. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.016

Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in brain research*, 143, 13-27. doi: 10.1016/S0079-6123(03)43002-1

Mauerberg-deCastro, E., Calve, T., de Viveiros, F.F., Polanczyk, S.D., & Cozzani, M.V. (2003). 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 Dezembro*, 8(1), 7-20.

Mauerberg-deCastro, E. (2004). Developing an "anchor" system to enhance postural control. *Motor Control*, 8, 339-358.

Mauerberg-deCastro, E., Lucena, C.S., Cuba, B.W., Boni, R.C., Campbell, D. F., & Moraes, R. (2010). Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid tool. *Adapted physical activity quarterly*, 208-225. doi: 10.1123/apaq.27.3.208

Mauerberg-deCastro, E., Moraes, R., & Campbell, D.F. (2012). Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities. *Motor control*, 131-143. doi: 10.1123/mcj.16.2.131

Mauerberg-decastro, E., Figueiredo, G.A., Moraes, R., Castro, M.R., Miranda, S.C.P., Paiva, A.N. (2013). Preliminary Therapeutic Effects of an “Anchor” System in Individuals with Intellectual Disability. In: International Symposium of Adapted Physical Activity, Istanbul: ISAPA, 19, 55-55.

Mauerberg-deCastro, E., Tavares, C.P., Costa, T.D.A., Périco, B.C., Pestana, M.B., & Porto, L.A. (2013a). Human postural stability during dog walking by adults with intellectual disability. *Hacettepe Journal of Sport Sciences*, 24, 139-142.

Mauerberg-DeCastro, E., Moraes, R., Miranda, C.S.P., Aires, T.C.D., Porto, L.A., Pestana, M. B. (2013b). Haptic posture stabilization via "light touch" and via the "anchor system:" Effects of contact point. In: VIII Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana - XIV Simpósio Paulista de Educação Física, Rio Claro: *Motriz*, Rio Claro, v.19, n.3 (Supl.), S177, S76-S381.

Mauerberg-deCastro, E., Moraes, R., Tavares, C.P., Figueiredo, G.A., Pacheco, S., & Costa, T.D. (2014). Haptic anchoring and human postural control. *Psychology & Neuroscience*, 7(3), 301. doi: 10.3922/j.psns.2014.045

Mauerberg-DeCastro, E., Magre, F.L. (2014). 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). Rio Claro, São Paulo.

Malakhov, M., Makarenkova, E., & Melnikov, A. (2014). The Influence of Different Modes of Ventilation on Standing Balance of Athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5(3), e22767. doi:10.5812/asjsm.22767

Mcardle, W.D., Katch, F.I., & Katch, V.L. (2011). *Fisiologia do Exercício: Nutrição, Energia e Desempenho*. 7ª edição.

Mello, R.G.T., de Oliveira, L.F., & Nadal, J. (2010). Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on the quiet standing control. *Gait & posture*, 32(2), 220-225. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.04.016

Mello, R.G., Oliveira, L.F., & Nadal, J. (2009, September). Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on sway density plot of postural control. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1351-1354). IEEE.

Michaels, C.F., & Carello, C. (1981). *Direct perception*. Englewood Cliffs: Prentice-Hall. Retrieved from <http://ione.psy.uconn.edu/~cespaweb/docs/MC.pdf>

Mononen, K., Konttinen, N., Viitasalo, J., & Era, P. (2007). Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(2), 180-185. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00549.

Moraes, R., & Mauerberg-deCastro, E. (2009). O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. *Motriz*, 15(2), 263-272.

Moraes, R., & Mauerberg-deCastro, E. (2017). Complex Systems Approach to the Study of Posture and Locomotion in Older People. In *Locomotion and Posture in Older Adults* (pp. 3-20). Springer International Publishing.

Moraes, R. Bedo, B.L, Santos, L., Batistela, R.A., Santiago, P.R., & Mauerberg-deCastro, E. (submetido, 2018). Additional Haptic Information Provided By Light Touch Reduces Postural Sway In Young Adults More Than Does The Anchors. *Frontiers in Neuroscience*.

Nagano, A., Yoshioka, S., Hay, C., & Fukashiro, S. (2006). Light finger touch on the upper legs reduces postural sway during quasi-static standing. *Motor Control*, 10(4), 348.

Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European journal of applied physiology*, 92(4-5), 407-413. doi: 10.1007/s00421-004-1157-7

Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 105(4), 309-320.

Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M., & Schieppati, M. (1998). Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(8), 920-924.

Oates, A. R., Hauck, L., Moraes, R., & Sibley, K.M. (2017). The effects of haptic input on biomechanical and neurophysiological parameters of walking: A scoping review. *Gait & posture*, 58, 232-239. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.004

Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176. doi:10.1016/j.neubiorev.2011.05.009

Paschalis, V., Nikolaidis, M.G., Giakas, G., Jamurtas, A.Z., Pappas, A., & Koutedakis, Y. (2007). The effect of eccentric exercise on position sense and joint reaction angle of the lower limbs. *Muscle & nerve*, 35(4), 496-503 doi: 10.1002/mus.20723

Patel, A.V., Mihalik, J.P., Notebaert, A.J., Guskiewicz, K.M., & Prentice, W.E. (2007). Neuropsychological performance, postural stability, and symptoms after dehydration. *Journal of athletic training*, 42(1), 66.

Pau M., Ibba G., Attene G. (2014) Fatigue-induced balance impairment in young soccer players. *J Athl Train* 49(4): 454–461. doi: 10.4085/1062-6050-49.2.12.

Pau M., Ibba G., Leban B., Scorcu M. (2014) Characterization of static balance abilities in elite soccer players by playing position and age. *Res Sports Med*, 22(4): 355–367. doi: 10.1080/15438627.2014.944302.

Pereira, A.B.R., & Moraes, R. (2017). The Use of the Anchor System Reduces Postural Sway During Upright Standing Irrespective of Plantar Flexors Muscle Fatigue in Young and Older Adults. *Motor control*, 20(XX), 1-20. doi: 10.1123/mc.2017-0035

Périco, B.C., Mauerberg-deCastro, E., Pestana, M.B., Porto, L.A., Magre, F. L., & Pacheco, S.C.M. (2013). Locomotion stability while dog walking. *Motriz: Revista de Educação Física*, 19(3), 57-67. doi: 10.1590/S1980-65742013000700009.

Platzer, H.P., Raschner, C., & Patterson, C. (2009). Performance-determining physiological factors in the luge start. *Journal of sports sciences*, 27(3), 221-226. doi: 10.1080/02640410802400799

Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J., & Paul, J.P. (2000). What is balance?. *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406. doi: 10.1191/0269215500cr342oa

Profeta, V. L., & Turvey, M. T. (2018). Bernstein's levels of movement construction: A contemporary perspective. *Human movement science*, 57, 111-133. doi: 10.1016/j.humov.2017.11.013

Reginella, R.L., Redfern, M.S., & Furman, J.M. (1999). Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. *Journal of Vestibular Research*, 9(2), 103-109.

Reynolds, R. F., & Osler, C. J. (2014). Mechanisms of interpersonal sway synchrony and stability. *Journal of The Royal Society Interface*, 11(101), 20140751. doi: 10.1098/rsif.2014.0751

Riley, M.A., Stoffregen, T.A., Grocki, M.J., & Turvey, M.T. (1999). Postural stabilization for the control of touching. *Human Movement Science*, 18(6), 795-817. doi: 10.1016/S0167-9457(99)00041-X

Rowland, B.A., & Stein, B.E. (2014). A model of the temporal dynamics of multisensory enhancement. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 41, 78-84. doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.12.003

Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. *Gait & posture*, 32(4), 436-445. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012

Ruzic, L., Prpic, T., Madarevic, T., Radman, I., Tudor, A., Rakovac, I., & Sestan, B. (2014). Physiological load and posture control thresholds. *Gait & posture*, 39(1), 415-419. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.004

Santos, L. O. D., Moura, F. H. V., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2015). Use of the anchor system with both hands, and with the non-dominant hand reduces body oscillation in older adults. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, 29(3), 487-495. doi: 10.1590/1807-55092015000300487

Sakellari, V., Bronstein, A.M., Corna, S., Hammon, C.A., Jones, S., & Wolsley, C. J. (1997). The effects of hyperventilation on postural control mechanisms. *Brain: a journal of neurology*, 120(9), 1659-1673. doi: 10.1093/brain/120.9.1659

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2003). Controle postural normal. Controle Motor-teoria e aplicações práticas. 2^a ed. Barueri: Manole, 153-78.

Simoneau, M., Bégin, F., & Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3(1), 22-31. doi: 10.1186/1743-0003-3-22

Soleimanifar M, Salavati M, Akhbari B, Moghadam M (2012) The interaction between the location of lower extremity muscle fatigue and visual condition on unipedal postural stability. *Eur J Appl Physiol* 112:3495–3502 doi: 10.1007/s00421-012-2330-z

Springer, B.K., & Pincivero, D.M. (2009). The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & posture*, 30(1), 50-54. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.014

Steinberg, N., Eliakim, A., Zaav, A., Pantanowitz, M., Halumi, M., Eisenstein, T., ... & Nemet, D. (2016a). Postural balance following aerobic fatigue tests: A longitudinal study among young athletes. *Journal of motor behavior*, 48(4), 332-340. doi: 10.1080/00222895.2015.1095153

Steinberg, N., Nemet, D., Pantanowitz, M., Zeev, A., Hallumi, M., Sindiani, M., ... & Eliakim, A. (2016b). Longitudinal study evaluating postural balance of young athletes. *Perceptual and motor skills*, 122(1), 256-279. doi: 10.1177/0031512516628989

Strang, A.J., & Berg, W.P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental brain research*, 178(1), 49-61. doi: 10.1007/s00221-006-0710-5

Strang, A.J., Choi, H.J., & Berg, W.P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 9.

Strang, A.J., Berg, W.P., & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental brain research*, 197(3), 245-254. doi: 10.1007/s00221-009-1908-0

Susco T.M., Valovich McLeod T.C., Gansneder B.M., Shultz S. J. (2004) Balance Recovers Within 20 Minutes After Exertion as Measured by the Balance Error Scoring System. *J Athl Train*, 39(3): 241–246.

Ting, L.H. (2007). Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Progress in brain research*, 165, 299-321. doi: 10.1016/S0079-6123(06)65019-X

Thedon, T., Mandrick, K., Foissac, M., Mottet, D., & Perrey, S. (2011). Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. *Gait & Posture*, 33(4), 686-689. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.027

Turvey, M.T., & Carello, C. (1995). Dynamic touch. In W. Epstein & S. Rogers (Eds.), *Handbook of perception and cognition* (Vol. V, Perception of space and motion, pp. 401–490). San Diego, CA: Academic Press.

Turvey, M.T. (1996). Dynamic touch. *American Psychologist*, 51(11), 1134.

Turvey, M.T., & Carello, C. (2011). Obtaining information by dynamic (effortful) touching. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 366, 3123–3132. doi:10.1098/rstb.2011.0159

Turvey, MT., & Fonseca, S.T. (2014). The medium of haptic perception: A tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, 46, 143-187. doi: 10.1080/00222895.2013.798252

van Emmerik, R.E., & van Wegen, E.E. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(4), 177-183. doi: 10.1097/00003677-200210000-00007

Vieira, M.F., de Avelar, I.S., Silva, M.S., Soares, V., & da Costa, P.H.L. (2015). Effects of Four Days Hiking on Postural Control. *PloS one*, 10(4), e0123214. doi: 10.1371/journal.pone.0123214

Vieira, M.F., e Souza, G.S D.S., Lehnen, G.C., Rodrigues, F.B., & Andrade, A. O. (2016). Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on

gait stability and variability of healthy young subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*, 30, 161-167. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.07.007

Vissing, K., Overgaard, K., Nedergaard, A., Fredsted, A., & Schjerling, P. (2008). Effects of concentric and repeated eccentric exercise on muscle damage and calpain–calpastatin gene expression in human skeletal muscle. *European journal of applied physiology*, 103(3), 323-332. doi: 10.1007/s00421-008-0709-7

Vuillerme, N., Nougier, V., & Prieur, J. M. (2001). Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans?. *Neuroscience letters*, 308(2), 103-106. doi: 10.1016/S0304-3940(01)01987-5

Vuillerme, N., Forestier, N., & Nougier, V. (2002). Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(12), 1907-1912. doi: 10.1249/01.MSS.0000039062.36895.AB

Vuillerme, N., & Nougier, V. (2003). Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(10), 1560-1563. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00235-1

Vuillerme, N., Burdet, C., Isableu, B., & Demetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye–visual target distance. *Gait & posture*, 24(2), 169-172. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.07.011

Vuillerme, N., & Hintzy, F. (2007). Effects of a 200 W–15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. *European journal of applied physiology*, 100(2), 169-175. doi: 10.1007/s00421-007-0419-6

Wilkins J.C., Valovich McLeod T.C., Perrin D.H., Gansneder B. M. (2004) Performance on the Balance Error Scoring System Decreases After Fatigue. *J Athl Train*, 39(2): 156–161.

Yaggie, J., & Armstrong, W.J. (2004). Effects of lower extremity fatigue on indices of balance. *Journal of Sports Rehabilitation*, 13, 312–322. doi: 10.1123/jsr.13.4.312

Zemkova, E., & Hamar, D. (2014). Physiological Mechanisms of Post-Exercise Balance Impairment. *Sports Medicine*, 44, 437-448. doi: 10.1007/s40279-013-0129-7

APÊNDICE A. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Comitê de Ética em Pesquisa

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - (TCLE)

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12)

Eu Gabriella Andreetta Figueiredo, responsável pelo estudo “A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural em diferentes condições de indução ao esforço”, portador do RG 44.340.085-4, e sob a orientação da Prof^ª Dr^ª Eliane Mauerberg de Castro, convido você a participar deste estudo. Os objetivos desta pesquisa incluem analisar como será a resposta do equilíbrio de indivíduos saudáveis ao manejar com a mão cordas presas a pesos mantidos em contato com o chão (chamado sistema âncora) em condições de repouso e de esforço físico. Para isso, você terá dois encontros comigo na Universidade São Paulo, Ribeirão Preto ou na Universidade Estadual Paulista (UNESP) em Rio Claro, conforme sua preferência e disponibilidade.

No primeiro encontro você será submetido (a) à primeira etapa do estudo onde responderá o Questionário Internacional de Atividade Física-IPAQ (versão longa), para analisar se você se enquadra no critério de inclusão do estudo. Estando incluído, em seguida, você fará uma tarefa de equilíbrio que consiste em ficar em pé com os pés descalços e paralelos em uma trave de equilíbrio horizontal e sobre uma plataforma que analisa o comportamento do seu equilíbrio. Nessa posição você irá realizar duas tentativas com duração de 40 segundos cada para condição (com e sem o uso do sistema âncora) com os olhos vendados. Após este procedimento você iniciará um teste de esforço máximo em uma esteira ergométrica. Este teste de esforço consiste em estágios com duração de 3 minutos, que gradativamente irá aumentando a velocidade e inclinação da esteira. O teste se finda no momento em que você não aguentar mais continuar com o teste. Durante o teste de esforço a cada estágio de 3 minutos serão realizadas coletas de amostra de sangue no lóbulo da sua orelha através de tiras reagentes. Coletaremos 25 microlitro de sangue do lóbulo da sua orelha (aproximadamente 2 gotas de sangue) para analisarmos a concentração de lactato. Em geral, são coletadas aproximadamente 5 amostras de sangue.

Imediatamente após a realização deste protocolo você será encorajado a realizar novamente as duas tarefas iniciais de equilíbrio com e sem o uso do sistema âncora, na seguinte sequência: imediatamente após, cinco minutos após, dez minutos após e quinze minutos após o teste. No nosso segundo encontro que acontecerá com no mínimo de

72 horas de intervalo, você realizará as tarefas de equilíbrio (as mesmas do primeiro encontro) após 30 minutos de exercício na esteira ergométrica a uma determinada intensidade (podendo ser de leve à moderada). É importante salientar que seguiremos os critérios de interrupção do protocolo de esforço do Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM -American College of Sports Medicine). O tempo aproximado de participação em cada encontro será de 50 minutos. A trave de equilíbrio a ser utilizada possui 10 cm de altura e a plataforma de força 5 cm, esta é fixada no solo, e o risco de cair é baixo. É importante você ter o conhecimento que o teste de esforço máximo pode acarretar algum desconforto fisiológico como náuseas, tonturas, e até mesmo dores musculares nas horas seguintes ao teste, principalmente nos músculos dos membros inferiores. Também não descartamos a possibilidade de algum tipo de lesão muscular gerado pelo esforço que o teste exige. As coletas de sangue do lóbulo da orelha, feitas com o máximo rigor de assepsia, embora envolva apenas uma picada rápida e superficial no local, também podem causar desconforto e leve dor. De qualquer forma, o local da pesquisa é provido de material de primeiros socorros e você será supervisionado (a) sempre por um auxiliar treinado, assim como também sempre estará presente um profissional de educação física com formação em primeiros socorros para que qualquer incidente seja devida e prontamente atendido, e inclusive, se necessário, encaminhado para setores de atendimento de emergência mais próximo. Lembro que os riscos de um teste máximo são mínimos (desde que bem controlado) e que um profissional experiente irá supervisionar os testes.

Caso, durante a participação você não queira proceder com os testes, você poderá interromper a participação a qualquer momento sem nenhum constrangimento. Entenda também, que todas as informações coletadas no estudo serão confidenciais e que seu nome e dados pessoais não serão divulgados em hipótese alguma. As informações coletadas serão utilizadas para fins estatísticos, científicos ou didáticos, ficando resguardado o seu anonimato, tanto em relação aos dados coletados.

A participação neste projeto também não proporcionará nenhum gasto ou benefício/ressarcimento financeiro ao participante. Entenda que os custos dos seus deslocamentos até o local para realização da pesquisa, serão de sua responsabilidade. Entretanto o participante poderá ter conhecimento do seu condicionamento físico relacionado a sua capacidade aeróbia, que poderá ser utilizado para a prescrição de exercício físico por um profissional, além de uma avaliação do seu equilíbrio postural. A

principal função do estudo é compreender se o uso do sistema ancora proporciona uma melhora do controle da postura mesmo em condições de esforço físi

co. Após ser informado de todos os procedimentos da pesquisa, convido-o a assinar este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, para sua participação, que foi elaborado em duas vias, uma que ficará com o Senhor (a) e outra para o pesquisador responsável.

Dados do participante

Nome do participante _____

Endereço _____

Cidade/Estado: _____

CEP: _____ Telefone: _____

RG: _____ Local _____ Data _____

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Dados do projeto:

Título do Projeto: “A utilização do sentido háptico em tarefas de controle postural em diferentes condições de indução ao esforço”

Identificação do responsável pelo estudo

Aluno (Pesquisador)

Gabriella Andreetta Figueiredo, RG: 44.340.085-4

Programa de Psicobiologia FFCLRP-USP, Ribeirão Preto, SP

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto

Av. Bandeirantes, 3900 - CEP 14040-901 - Bairro Monte Alegre - Ribeirão Preto - SP - Brasil

Laboratório da Ação e Percepção, Departamento de Educação Física - IB/UNESP

Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900 ; Fone: 19 – 991506071 (celular)

e-mail: gabi_afigueiredo@yahoo.com.br

Orientador

Prof^a Dr^a Eliane Mauerberg-deCastro

Programa de Psicobiologia FFCLRP-USP, Ribeirão Preto, SP

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto

Av. Bandeirantes, 3900 - CEP 14040-901 - Bairro Monte Alegre - Ribeirão Preto - SP - Brasil

Laboratório da Ação e Percepção, Departamento de Educação Física - IB/UNESP

Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900 Fone: (19) 35264333

e-mail: mauerber@rc.unesp.br

* Para esclarecimentos sobre eventuais dúvidas em relação aos aspectos éticos da pesquisa entre em contato:
Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP Avenida
Bandeirantes, 3900, Bloco 23, Casa 37 - 14040-901 - Ribeirão Preto - SP - Brasil Fone: (16) 3602-4811 /
Fax: (16) 3633-2660 E-mail: coetp@ffclrp.usp.br

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador

**ANEXO A – Parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da FFCLRP e
Universidade Estadual Paulista – Rio Claro (Instituição coparticipante)**

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: A UTILIZAÇÃO DO SENTIDO HÁPTICO EM TAREFAS DE CONTROLE POSTURAL EM DIFERENTES CONDIÇÕES DE INDUÇÃO AO ESFORÇO

Pesquisador: Gabriella Andreetta Figueiredo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 35102114.8.0000.5407

Instituição Proponente: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto- USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 956.916

Data da Relatoria: 11/02/2015

Apresentação do Projeto:

Vide parecer anterior.

Objetivo da Pesquisa:

Vide parecer anterior.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Vide parecer anterior.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Vide parecer anterior.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foi pedido à pesquisadora que fizesse alterações no TCLE em relação à linguagem empregada (simplificação), inclusão de medidas preventivas aos riscos previsíveis e inclusão de descrição dos benefícios potenciais pela participação do procedimento de pesquisa. Todas essas recomendações foram atendidas pela pesquisadora.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Por ter atendido todas as pendências apontadas em parecer anterior, e por se adequar às

Endereço: Av. Bandeirantes 3.900
Bairro: Monte Alegre **CEP:** 14.040-901
UF: SP **Município:** RIBEIRÃO PRETO
Telefone: (16)3315-4811 **Fax:** (16)3315-9101 **E-mail:** coetp@ffclrp.usp.br

Continuação do Parecer: 956.916

recomendações da Resolução 466/2012, esse projeto está aprovado para execução.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

- 1) De acordo com a Resolução CNS n.º 466/2012, o pesquisador deverá apresentar relatórios semestrais (parciais e final, em função da duração da pesquisa).
- 2) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada;
- 3) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas, colocando as assinaturas na última página.

RIBEIRAO PRETO, 19 de Fevereiro de 2015

Assinado por:
Andréia Schmidt
(Coordenador)

Endereço: Av. Bandeirantes 3.900
 Bairro: Monte Alegre CEP: 14.040-901
 UF: SP Município: RIBEIRAO PRETO
 Telefone: (16)3315-4811 Fax: (16)3315-9101 E-mail: coetp@ffclrp.usp.br

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE**

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Elaborado pela Instituição Coparticipante

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: A UTILIZAÇÃO DO SENTIDO HÁPTICO EM TAREFAS DE CONTROLE POSTURAL EM DIFERENTES CONDIÇÕES DE INDUÇÃO AO ESFORÇO

Pesquisador: Gabriella Andreeta Figueiredo

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 35102114.8.3001.5465

Instituição Proponente: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto- USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.012.729

Data da Relatoria: 17/03/2015

Apresentação do Projeto:

Trata-se de uma pesquisa de doutorado a ser realizada por Gabriella Andreeta Figueiredo, sob a orientação da Profa. Dra. Eliane Mauerberg de Castro no Programa de Psicobiologia FFCLRP-USP, Ribeirão Preto, SP. O projeto de pesquisa tem como temática "A UTILIZAÇÃO DO SENTIDO HÁPTICO EM TAREFAS DE CONTROLE POSTURAL EM DIFERENTES CONDIÇÕES DE INDUÇÃO AO ESFORÇO".

Objetivo da Pesquisa:

"Analisar a influência da exploração háptica, através da utilização do sistema âncora (ferramenta não rígida), no controle postural de indivíduos jovens saudáveis induzidos ao esforço físico.";

"Analisar se os diferentes níveis de esforço (abaixo do limiar aeróbio, acima do limiar ou de intensidade máxima) e momentos de recuperação influenciam na forma como o sentido háptico se manifesta na tarefa de controle postural com o uso do sistema âncora.";

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Quanto aos riscos a pesquisadora pontua:

"A trave de equilíbrio a ser utilizada possui 10 cm de altura e a plataforma de força 5 cm, esta é fixada no solo, e o risco de cair é baixo. O teste de esforço máximo pode acarretar algum desconforto fisiológico como náuseas, tonturas, e até mesmo dores musculares nas horas

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

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE**

Continuação do Parecer: 1.012.729

seguintes ao teste, principalmente nos músculos dos membros inferiores. Também não descarta-se a possibilidade de algum tipo de lesão muscular gerado pelo esforço que o teste exige. As coletas de sangue do lóbulo da orelha, feitas com o máximo rigor de assepsia, embora envolva apenas uma picada rápida e superficial no local. De qualquer forma, o local da pesquisa será provido de material de primeiros socorros e o participante será supervisionado (a) sempre por um auxiliar treinado."

Quanto aos benefícios:

"O participante poderá ter conhecimento do seu condicionamento físico relacionado a sua capacidade aeróbia, que poderá ser utilizado para a prescrição de exercício físico por um profissional. Assim como uma avaliação do seu equilíbrio postural."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

"... serão convidados a participar do estudo 60 participantes jovens fisicamente ativos, de ambos os sexos, e que vivem na comunidade. (...) Assim que todas as instruções forem informadas e, após a calibração da plataforma de força e a esteira ergométrica, o experimento será iniciado. Na primeira etapa do procedimento inicialmente todos os participantes realizarão duas tarefas de controle postural, a tarefa consistirá em o participante permanecer sem visão em uma posição bípede paralela em uma trave de equilíbrio, que será colocada sobre uma plataforma de força, em condições com e sem o uso do sistema âncora. Cada condição será composta por duas tentativas com duração de 40 segundos cada. Após esse procedimento os participantes iniciarão o teste de esforço máximo, de acordo com o protocolo de Bruce. Imediatamente após a realização desse protocolo os participantes serão encorajados a realizar novamente as duas tarefas iniciais de controle postural com e sem o uso do sistema âncora, na seguinte sequência: imediatamente após, cinco minutos após, dez minutos após e quinze minutos após o teste. Esse procedimento será adotado para a observação de como os momentos de recuperação podem influenciar na forma como o sentido háptico se manifesta na tarefa de controle postural com o uso do sistema âncora. Finalizando essa etapa os participantes serão divididos em dois grandes grupos para a observação de como os diferentes níveis de esforço (abaixo do limiar aeróbio, acima do limiar ou de intensidade máxima) podem influenciar na forma como o sentido háptico se manifesta na tarefa de controle postural: Grupo A: 30 participantes que realizarão as tarefas de controle postural após 30 minutos de exercício aeróbio a uma intensidade acima do limiar de lactato (obtido através do protocolo de OBLA - Onset of Blood Lactate Accumulation). Grupo B: 30 participantes que

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

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE**

Continuação do Parecer: 1.012.729

realizarão as tarefas de controle postural após 30 minutos de exercício aeróbio á uma intensidade a baixo do limiar de lactato (obtido através do protocolo de OBLA - Onset of Blood Lactate Accumulation). Os dias para os cada protocolo de exercício utilizados para os grupos serão agendados com um intervalo mínimo de 72 horas após o teste de esforço máximo. Para ambos os protocolos de exercício o procedimento utilizado será igual, primeiramente os participantes realizarão as tarefas de controle postural sem visão nas duas condições, com e sem o uso do sistema âncora. E imediatamente após a realização do protocolo de exercício específico para cada grupo, os participantes realizarão as mesmas tarefas de controle postural realizados na primeira etapa.

Os equipamentos e materiais utilizados pela pesquisa, bem como os testes e coletas que serão realizados são devidamente explicados pela pesquisadora. A explicação se encontra no corpo do projeto de pesquisa e nas IBP. No TCLE as explicações acerca destes recursos metodológicos são suficientes para compreender os procedimentos assumidos na pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está redigido em linguagem clara e acessível e se encontra na forma de convite, segundo as especificações definidas pela resolução 466/12;

- A pesquisadora apresenta seus dados, bem como os dados de sua orientadora;
- Há esclarecimentos suficientes quanto aos objetivos, metodologia, riscos e benefícios da pesquisa;
- Há informações sobre o caráter voluntário da pesquisa. O participante é informado que não terá gastos e nem ressarcimentos decorrentes de sua participação;
- Os dados do CEP da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP são apresentados em nota no final do TCLE;

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O CEP APROVA O PARECER DO RELATOR:

"O TCLE está redigido em linguagem clara e acessível e se encontra na forma de convite, segundo

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

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE**

Continuação do Parecer: 1.012.729

as especificações definidas pela resolução 466/12;

- A pesquisadora apresenta seus dados, bem como os dados de sua orientadora;
- Há esclarecimentos suficientes quanto aos objetivos, metodologia, riscos e benefícios da pesquisa;
- Há informações sobre o caráter voluntário da pesquisa. O participante é informado que não terá gastos e nem ressarcimentos decorrentes de sua participação;
- Os dados do CEP da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP são apresentados em nota no final do TCLE".

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

- 1) De acordo com a Resolução CNS nº 466/12, o pesquisador deverá apresentar relatório final.
- 2) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada.
- 3) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas , colocando as assinaturas na última página

RIO CLARO, 07 de Abril de 2015

**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