Universidade de São Paulo
Instituto de Psicologia

Patrícia Sayuri Takazono

EFEITO DE INTERFERÊNCIA CONTEXTUAL NA AQUISIÇÃO DE ESTABILIDADE DE MOVIMENTOS COMPENSATÓRIOS A PERTURBAÇÕES IMPREVISÍVEIS DO EQUILÍBRIO CORPORAL

São Paulo
2019

Patrícia Sayuri Takazono

EFEITO DE INTERFERÊNCIA CONTEXTUAL NA AQUISIÇÃO DE ESTABILIDADE DE MOVIMENTOS COMPENSATÓRIOS A PERTURBAÇÕES IMPREVISÍVEIS DO EQUILÍBRIO CORPORAL

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração:
Neurociências e Comportamento

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

São Paulo
2019

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

Catalogação na publicação
Biblioteca Dante Moreira Leite
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo
Dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Takazono, Patrícia Sayuri

Efeito de interferência contextual na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios a perturbações imprevisíveis do equilíbrio corporal / Patrícia Sayuri Takazono; orientador Luis Augusto Teixeira. – São Paulo, 2019.
38 f.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento) -- Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, 2019.

1. equilíbrio corporal. 2. postura. 3. quedas. 4. jovens. I. Teixeira, Luis Augusto, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Patrícia Sayuri Takazono

Título: Efeito de interferência contextual na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios a perturbações imprevisíveis do equilíbrio corporal

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia para obtenção do título de Mestre em Ciências.
Área de concentração: Neurociências e Comportamento

Aprovado em: ___ / ___ / ___

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura:_____

Prof. Dr. _____Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura:_____

Prof. Dr. _____Instituição: _____
Julgamento: _____Assinatura:_____

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela saúde e perseverança para lutar pelos meus objetivos.

Aos meus pais pelo amor incondicional, incentivo e valores morais que refletem em minha vida pessoal e profissional.

Ao meu marido Fábio pelo companheirismo, incentivo e compreensão durante todo este processo.

Ao meu orientador Luis Augusto Teixeira, pela confiança, oportunidade de aprendizados e dedicação de grande parte do seu tempo para compartilhar seus conhecimentos.

Aos meus parceiros do Laboratório Sistemas Motores Humanos que contribuíram brilhantemente para a elaboração deste projeto.

Ao Instituto de Reabilitação Lucy Montoro por ter flexibilizado meus horários de trabalho para que pudesse cumprir algumas etapas do mestrado.

Aos demais familiares e amigos que me estiveram ao meu lado em momentos bons e ruins e souberam compreender meus períodos de ausência.

Ao CNPq pela concessão de bolsa de estudo (processo n. 137844/2017-4).

RESUMO

Takazono PS. Efeito de interferência contextual na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios a perturbações imprevisíveis do equilíbrio corporal. [dissertação (Mestrado em Ciências)]. São Paulo: Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo; 2019.

O treinamento de respostas posturais reativas por perturbações posturais é um paradigma inovador para prevenir quedas. Entretanto, há carência de informação sobre como organizar a prática para obter os maiores benefícios. O objetivo deste experimento foi comparar os efeitos de sequências de perturbações posturais com baixa (BIC) versus alta (AIC) interferência contextual na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios de braços e pernas em indivíduos jovens saudáveis. Trinta e oito participantes foram distribuídos de forma pseudoaleatória em 3 grupos: AIC, BIC, e controle (CON). A tarefa consistiu em recuperar o equilíbrio corporal após perturbações imprevisíveis da base de apoio no sentido mediolateral, para ambos os lados em diferentes velocidades (20, 30 e 40 cm/s [^{o}/s]). Os grupos experimentais realizaram sessão única com 24 tentativas de prática para cada uma das seguintes modalidades de perturbação postural: rotação, translação e combinação translação-rotação. O grupo CON permitiu a avaliação das primeiras respostas às perturbações posturais e foi usado como linha de base das respostas posturais sem treinamento para comparação com os grupos experimentais. Os participantes foram avaliados em pós-teste, retenção e transferência para os seguintes contextos: (1) tarefa dual de contagem regressiva durante perturbações, e (2) velocidade mais alta do que aquelas treinadas (50 cm/s [^{o}/s]). Os movimentos compensatórios de braços e pernas foram avaliados utilizando a escala CALM e cinemática. Os resultados mostraram o seguinte: (a) o treinamento levou a escores de estabilidade mais altos; (b) os ganhos por treinamento perturbatório foram evidentes em perturbações mais desafiadoras à manutenção da postura ereta; (c) perturbações repetitivas induziram efeitos imediatos, porém não persistentes e generalizáveis; e (d) perturbações aleatorizadas induziram ganhos persistentes e generalizáveis de estabilidade de movimentos compensatórios. Como conclusão, o treinamento perturbatório do equilíbrio corporal com alta em comparação com baixa interferência contextual se mostrou mais efetivo em promover ganhos mais persistentes e transferíveis de estabilidade de movimentos compensatórios.

Palavras-chave: equilíbrio corporal, postura, quedas, jovens.

ABSTRACT

Takazono, PS. Effect of contextual interference on the acquisition of stability of compensatory movements to unpredictable perturbations of body balance. [master thesis (Sciences)]. São Paulo: Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo; 2019.

Perturbation-based training of reactive postural responses is an innovative paradigm for preventing falls. However, there is scarce information on how to organize the practice to obtain the greatest benefits. The objective of this experiment was to compare different schedules of postural perturbations, with low (BIC) versus high (AIC) contextual interference, on the acquisition of stability of arm and leg compensatory movements in healthy young individuals. Thirty-eight participants were distributed pseudorandomly in three groups: AIC, BIC, and control (CON). The task consisted in recovering body balance after unpredictable perturbations through support base displacements in mediolateral direction, for both sides in different speeds (20, 30 e 40 cm/s [^{o}/s]). The experimental groups performed a single session with 24 practice trials for each of the following modalities of postural perturbation: rotation, translation and combination translation-rotation. The CON group allowed the evaluation of the first responses to postural perturbations was used as a baseline of postural responses without training for comparison with the experimental groups. Participants were evaluated in post-test, retention and transfer to the following contexts: (1) dual task, of counting down during perturbations; and (2) speed higher than those trained (50 cm/s [^{o}/s]). The compensatory arm and leg movements were evaluated using the CALM scale and kinematics. Results showed the following: (a) training led to higher stability scores; (b) gains from perturbation training were evident in the most challenging perturbations to stance; (c) repetitive perturbations induced immediate but not persistent and generalizable effects; and (d) random perturbations induced persistent and generalizable gains in stability of compensatory movements. In conclusion, perturbation-based balance training with high as compared to low contextual interference was shown to be more effective in promoting more persistent and transferable compensatory movement stability gains.

Keywords: body equilibrium, posture, falls, young.

Lista de Ilustrações

Figura 1 - Painel A: Participante sobre a plataforma móvel, indicando os marcadores cinemáticos nos pontos anatômicos de interesse, o colete de segurança e posição inicial do teste. Painel B: Modalidades de perturbação da plataforma móvel para ambos os lados/sentidos: (1) rotação; (2) translação; modalidade combinada, caracterizada pela combinação dos movimentos de rotação e translação (horário/direita ou anti-horário/esquerda)..... 6

Figura 2 - Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) no pós-teste e retenção para escores de braços (A), pernas (B) e global (C) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação de rotação e translação [Comb]) e velocidade (baixa [B], intermediária [I], alta [A]). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ⁑ indica escores mais altos para AIC e BIC em relação a CON; * indica que AIC foi superior a CON.....14

Figura 3 - Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) para escores de braços (A), pernas (B) e global (C) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação [Comb]), e teste (retenção [velocidade alta], e transferência para tarefa dual e para velocidade mais alta). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ⁂ indica que AIC foi superior a BIC e CON.....16

Figura 4 - Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) no pós-teste e retenção para amplitudes máximas de inclinação de cabeça (A), inclinação lateral do tronco (B), abdução dos ombros (C) e abdução do quadril (D) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação de rotação e translação [Comb]) e velocidade (baixa [B], intermediária [I], alta [A]). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ** indica valores maiores para BIC comparados aos de AIC.....19

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Dados descritivos dos grupos..... 7

Tabela 2 - Coeficientes de correlação de Pearson (*r*) entre escores da escala CALM
e as respectivas amplitudes de movimento..... 20

Lista de abreviatura e Siglas

BIC	Baixa interferência contextual
AIC	Alta interferência contextual
CON	Controle
ML	Mediolateral
CALM	Compensatory arm and leg movements
CCI	Coeficiente de correlação intraclasse
°/s	Grau por segundo
cm/s	Centímetro por segundo
Rot	Rotação
Trans	Translação
Comb	Combinação de rotação e translação
B	Baixa
I	Intermediária
A	Alta
n	Número de participantes
EP	Erro padrão
M	Média
p	Nível de significância
ηp2	*Eta* quadrático parcial
r	Coeficiente de correlação linear

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1
2 LACUNA 4
3 OBJETIVO 4
4 HIPÓTESES 4
5 MÉTODO 5
5.1 Participantes 5
5.2 Avaliação e Instrumentos 5
5.3 Delineamento Experimental e Procedimentos 7
5.4 Avaliação dos movimentos compensatórios após perturbações posturais 9
5.5 Análise de dados 11
6 RESULTADOS 12
6.1 Pós-teste e retenção 13
6.2 Retenção (velocidade alta) e testes de transferência 15
6.3 Cinemática 17
6.3.1 Pós-teste e retenção 17
6.3.2 Correlação entre escores da escala CALM e variáveis cinemáticas 20
7 DISCUSSÃO 20
7.1 Síntese dos resultados 20
7.2 Sensibilidade e confiabilidade dos instrumentos de avaliação 21
7.3 Treinabilidade de respostas posturais reativas 24
7.4 Interferência contextual 27
8 CONCLUSÕES 28
8.1 Relevância funcional 29
8.2 Limitações 29
8.3 Sugestões para estudos subsequentes 30
REFERÊNCIAS 31
ANEXOS 36
Anexo 1 - Protocolo de treinamento BIC 36
Anexo 2 - Protocolo de treinamento AIC 37
Anexo 3 - Sequência de tentativas nos testes 38

1 INTRODUÇÃO

O treinamento de respostas posturais reativas por perturbações é um paradigma inovador para prevenir quedas e tem sido alvo de estudos que avaliam a capacidade de adaptação do sistema de controle postural em jovens saudáveis. Neste paradigma, os indivíduos geralmente são expostos a uma série de perturbações da postura quieta por plataforma móvel (1-4) ou durante marcha em esteira (5-8). As perturbações podem ser aplicadas a partir de sequências com baixa interferência contextual (prática repetitiva) ou com alta interferência contextual (prática aleatória). Este efeito de interferência contextual, que se refere ao grau em que a variabilidade inter-tentativas afeta a aprendizagem de habilidades motoras, e foi primeiramente investigado por Shea e Morgan (9). Quando comparadas, observou-se um efeito paradoxal: com a baixa interferência contextual (BIC) proporcionando melhor desempenho durante a fase de aquisição, entretanto em testes de retenção e transferência essa relação se inverte, com a alta interferência contextual (AIC) apresentando superioridade, com menos erros de execução.

No contexto de controle postural, os benefícios imediatos de estabilidade das respostas posturais foram observados em treinamentos de BIC, a partir da exposição a uma sequência de perturbações repetitivas. Estes estudos consistentemente reforçam a capacidade adaptativa do sistema de controle postural (5, 6, 8, 10). Esta capacidade de adaptação, caracterizada pela otimização de respostas posturais após exposições subsequentes de perturbações de BIC, reforça que a modulação destas respostas por experiências prévias demanda envolvimento cortical (2, 11). Jovens foram expostos a perturbações de BIC na direção anteroposterior durante a marcha em esteira simulando escorregões (5). A melhoria da estabilidade pré e pós-perturbação foi correlacionada com uma diminuição na incidência de perda de equilíbrio de 100% (no primeiro escorregão) para 0% (no quinto escorregão). Assim, poucas tentativas de perturbação parecem ser suficientes para induzir ganhos, concordando com estudos em que três a cinco repetições foram suficientes para gerar adaptações na recuperação do equilíbrio até atingir um platô (6, 7). Em estudo de Bhatt, Wang e Pai (6), jovens saudáveis foram expostos à sessão única de treinamento intercalando séries repetitivas de tentativas com e sem perturbação e por último, uma série alterando tentativas com e sem perturbação durante a marcha em esteira. Os testes de retenção indicaram que o treinamento de sessão única com perturbações induziu adaptações persistentes dos ganhos de

estabilidade, levando à redução da frequência de quedas nas avaliações experimentais. Recentemente, Patel e Bhatt (8) relataram mudanças adaptativas, como diminuição do comprimento de passo e do número de passos necessários para recuperar a estabilidade, após treinamento de sessão única com perturbações de grande magnitude durante a marcha em esteira. Além disso, esses ganhos foram dimensionados para uma perturbação de intensidade 20% maior do que a treinada. Estes achados indicam que o treinamento perturbatório induz o efeito de generalização a situações não treinadas.

Estudos que avaliaram especificamente as respostas posturais primárias com perturbações da postura ereta induzidas em plataforma móvel verificaram que a primeira tentativa de perturbação é caracterizada por movimentos exagerados e de grande instabilidade corporal (3, 12, 13). Coelho e Teixeira (4) avaliaram o efeito imediato da interferência contextual, comparando sequências de perturbações posturais de BIC com perturbações de AICde amplitudes de deslocamento da plataforma. Os resultados mostraram que a BIC favoreceu a adaptação com respostas posturais mais estáveis na sequência em bloco. Por outro lado, perturbações de AIC parecem ter impedido uma adaptação rápida e ótima, exigindo em cada tentativa uma resposta postural diferente da anterior. Estes achados corroboram estudos prévios que verificaram que à medida que se alteram parâmetros da perturbação, a resposta postural piora, indicando prejuízo na capacidade de adaptação a perturbações de AIC (3, 12, 13). Apesar de não testada, é possível que a superioridade da AIC fosse evidenciada em testes de retenção e transferência. Ao testar a capacidade de generalização dos ganhos de estabilidade postural, Bhatt e Pai (10) evidenciaram que os benefícios do treinamento perturbatório usando a plataforma para indução de deslizamentos poderiam, de fato, ser transportados para resistir à queda em um piso escorregadio. Entretanto, é importante destacar que a adaptação após perturbações de BIC é favorecida pela previsibilidade das características da perturbação, ou seja, ajustes antecipatórios são feitos com base nas tentativas prévias para otimização das respostas posturais nas tentativas subsequentes (6, 7). Um estudo avaliou o efeito da exposição de perturbações laterais de BIC da plataforma em jovens saudáveis, constatando que as respostas compensatórias para recuperação do equilíbrio, apesar de serem variáveis entre os indivíduos testados, são rapidamente modificáveis a partir da repetição de perturbações idênticas (1). Mudanças adaptativas nas respostas de passos compensatórios após exposição repetida de perturbações por translação para frente evocando passo para trás foram constatadas em

jovens saudáveis (3). Estas respostas foram de redução da incidência de passos e redução do número e comprimento dos passos. Além disso, observou-se a introdução de ajustes posturais antecipatórios que precedem a descarga de peso na perna de balanço. Essas adaptações geradas a partir de treinamento de BIC destacam a necessidade de manter níveis adequados de imprevisibilidade na avaliação do equilíbrio, a fim de evocar o comportamento compensatório característico das respostas reativas que ocorrem em circunstâncias imprevisíveis da vida cotidiana.

Estudo com perturbações de AIC induzidas em plataforma móvel mostraram que existe especificidade de adaptações neuromusculares em resposta ao tipo de perturbação (14, 15). Freyler et al. (14) constataram relação entre teste e especificidade de intervenção no desempenho do equilíbrio em jovens saudáveis. Assim, modalidades de treinamento específicas do controle postural causam adaptações multi-segmentares específicas ao contexto. Esta especificidade depende das características da estratégia postural treinada. Em estudo prévio de Freyler et al. (15), 20 jovens saudáveis foram expostos a perturbações por translação de forma imprevisível e de AIC, com variação aleatória de direção, amplitude de deslocamento e velocidade em apoio unipodal sobre plataforma móvel. Novamente, foi verificada uma distinção em relação aos movimentos compensatórios, no qual diferentes estratégias posturais foram ajustadas ao tipo de perturbação. Adicionalmente, a velocidade revelou ser o parâmetro chave que facilitou significantemente o efeito dos demais parâmetros, particularmente na ativação neuromuscular. Como consequência importante, quanto maior a magnitude do deslocamento e da velocidade, maiores as respostas posturais neuromusculares. A compensação neuromuscular devido ao aumento do deslocamento mostrou ativação gradualmente elevada. No entanto, esses efeitos foram detectados apenas durante a condição de velocidade rápida, enquanto as mudanças induzidas pelo deslocamento durante a condição de velocidade lenta permaneceram praticamente inalteradas. Estes aspectos indicam um aumento significativo na demanda postural associada a reações posturais consideravelmente elevadas durante o aumento da velocidade.

Perturbações posturais imprevisíveis e de grande magnitude na direção mediolateral (ML) são altamente desafiadoras à estabilidade da postura ereta não apenas para indivíduos idosos (16, 17), mas também para jovens saudáveis (18, 19). Este tipo de perturbação requer identificação de direção e magnitude do desequilíbrio corporal resultante para gerar rapidamente movimentos compensatórios de braços e pernas para

recuperação do equilíbrio (20, 21). Investigações anteriores sobre movimentos compensatórios de pernas para perturbações posturais identificaram diferentes padrões de movimentos aparentemente relacionados com o grau de desafio para equilibrar a estabilidade, variando de reações de pés no lugar a estratégia de passo. Além disso, foi demonstrado que perturbações posturais imprevisíveis levam não apenas a movimentos compensatórios de pernas, mas também a movimentos compensatórios associados dos braços (20, 21). Os movimentos compensatórios dos braços são dimensionados de acordo com a magnitude da perturbação e variam de movimentos dos braços de diferentes amplitudes (1) a reações de agarre (22). A partir desses achados, torna-se aparente que os movimentos compensatórios dos braços e pernas são selecionados com flexibilidade em função do desafio imposto por uma perturbação na postura e podem ser modificáveis a partir de treinamento.

2 LACUNA

Apesar do efeito de interferência contextual ser bem estabelecido no contexto de aprendizagem de movimentos voluntários, não se sabe se este conceito se aplica à aprendizagem de movimentos compensatórios, particularmente se a AIC favorece ganhos mais persistentes e generalizáveis em relação às perturbações de BIC. Além disso, há carência de evidências sobre a aplicabilidade de treinamentos com perturbações posturais.

3 OBJETIVO

O objetivo deste experimento foi comparar os efeitos de sequências de perturbações posturais de BIC versus AIC na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios de braços e pernas em indivíduos jovens saudáveis.

4 HIPÓTESES

As seguintes hipóteses foram testadas:

(1) Sequência de perturbações de BIC leva a uma melhor adaptação imediata a perturbações do equilíbrio corporal.

(2) Sequência de perturbações de AIC induz melhor retenção dos efeitos de treinamento.

(3) Sequência de perturbações de AIC induz maior transferência para contextos diferentes da prática.

5 MÉTODO

5.1 Participantes

Participaram deste estudo 38 jovens universitários, de ambos os sexos, com idades entre 18 e 35 anos (*M* = 21.77, *SD* = 3.60). Eles se declararam saudáveis e praticantes regulares de atividade física. Os critérios de exclusão foram os seguintes: (a) apresentar reações primárias de agarre em mais do que 10% das perturbações; (b) descumprir as orientações durante os testes. Os participantes foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa e ao concordarem em participar, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo (processo n. 66297017.7.0000.5391).

5.2 Avaliação e instrumentos

As perturbações no treinamento e na avaliação foram aplicadas automaticamente por meio de uma plataforma móvel personalizada controlada por meio de uma interface de computador LabView personalizada (National Instruments; ver Coelho e Teixeira (4), para obter detalhes). As perturbações do equilíbrio corporal foram aplicadas no sentido mediolateral em três modalidades: rotação, translação e combinação de rotação e translação simultaneamente, para ambos os lados, em três velocidades máximas da plataforma: baixa (20º/s - cm/s), intermediária (30º/s - cm/s) ou alta (40º/s - cm/s), com pico de aceleração constante de 500°/s (cm/s) e amplitude de deslocamento de 7° (cm). As variáveis modalidade de perturbação (3), direção (2) e velocidade (3) do deslocamento da plataforma foram combinados para gerar 18 perturbações de apoio distintas. Para criar o contexto de imprevisibilidade nos ensaios de avaliação, as perturbações foram sequenciadas de forma pseudoaleatória (mesma sequência entre os participantes). Nenhuma indicação foi fornecida sobre o tempo de início da perturbação, com ensaios desencadeados aleatoriamente entre 2-5 s após um alerta verbal. Com esses procedimentos, foram prevenidos a adaptação entre as tentativas devida à exposição repetida à mesma perturbação, o pré-planejamento do movimento subsequente, e a

antecipação do início do movimento da plataforma. Assim, nosso protocolo exigiu respostas reativas baseadas em diferentes fontes de feedback on-line sobre o efeito da perturbação no equilíbrio corporal. A postura inicial do participante na plataforma era manter a postura de Romberg, com os pés voltados para frente, tocando um ao outro, mantendo ambos os braços relaxados e as palmas das mãos tocando levemente a parte superior das pernas. A base de suporte ML reduzida foi empregada para impor um alto desafio para equilibrar a recuperação.

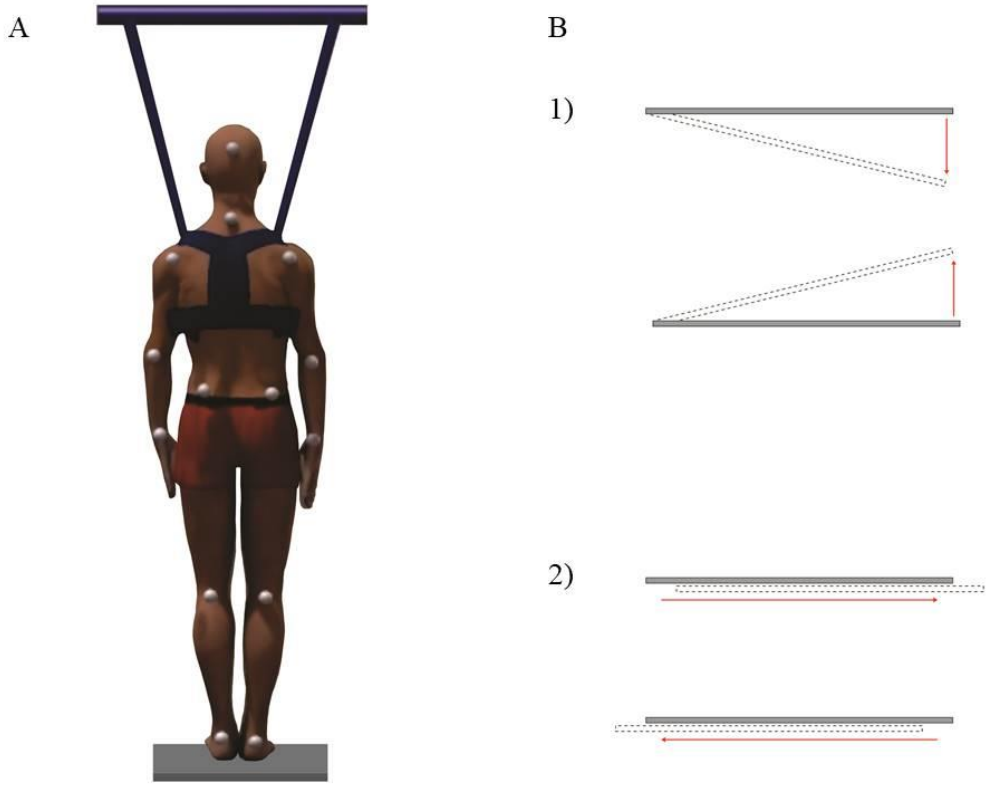

Figura 1 – Painel A: Participante sobre a plataforma móvel, indicando os marcadores cinemáticos nos pontos anatômicos de interesse, o colete de segurança e posição inicial do teste. Painel B: Modalidades de perturbação da plataforma móvel para ambos os lados/sentidos: (1) rotação; (2) translação; modalidade combinada, caracterizada pela combinação dos movimentos de rotação e translação (horário/direita ou anti-horário/esquerda).

A aquisição de dados cinemáticos foi feita por meio de um sistema de 6 câmeras optoeletrônicas (Vicon, Nexus T10), para avaliação das ações articulares. Marcadores esféricos reflexivos, com 14 mm de diâmetro, eram fixados nos seguintes pontos anatômicos para rastreamento: (a) parte posterior da cabeça, na linha superior das orelhas; (b) protuberância da sétima vértebral cervical; (c) 3 cm abaixo dos acrômios, de ambos os lados; (d) 1 cm acima da tróclea umeral, de ambos os braços; (e) processo

estiloide das ulnas; (f) dois marcadores alinhados entre as espinhas ilíacas póstero-superiores; (g) centro da linha poplítea, em cada uma das pernas; e (h) calcâneos, na altura dos maléolos; totalizando 14 marcadores. As imagens dos movimentos corporais foram registradas por meio de uma câmera digital comercial (Sony, 60 Hz) para posterior análise e classificação dos movimentos corporais.

5.3 Delineamento experimental e procedimentos

Os participantes foram distribuídos de forma pseudoaleatória em 3 grupos: alta interferência contextual (AIC), baixa interferência contextual (BIC), e controle (CON). A composição dos grupos em relação ao peso, sexo, altura e idade está descrita na Tabela 1. Os procedimentos foram realizados individualmente no Laboratório de Sistema Motores Humanos da Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo, com supervisão constante do avaliador. Inicialmente os participantes assistiam a um vídeo de demonstração dos diferentes tipos de perturbação que iriam sofrer durante a prática. Eles eram instruídos a se manter na postura inicial em resposta às perturbações posturais, com os pés unidos, as mãos tocando as pernas e olhar mantido em ponto fixo à sua frente. Em caso de desequilíbrio, eram orientados a usar formas alternativas de resposta (p.e., passos laterais). Entretanto, deveriam evitar agarrar as cordas de segurança. Não foram realizadas tentativas de familiarização a fim de analisar as primeiras respostas às perturbações.

Tabela 1. Dados descritivos dos grupos.

		CON (*n=13*)	BIC (*n=13*)	AIC (*n=12*)
Sexo	Homens	9	8	9
	Mulheres	4	5	3
Idade (anos)		21,33 (3,11)	21,09 (2,26)	22,83 (4,88)
Peso (kg)		68,25 (13,80)	75,82 (11,85)	68,29 (10,48)
Estatura (cm)		172,17 (9,56)	171,00 (6,45)	172,83 (8,62)

Nota: Valores médios descritivos (EP em parênteses) dos participantes dos grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta (AIC) interferência contextual.

Após instruções iniciais, os participantes realizavam 5 min. de exercícios de aquecimento, constituídos por movimentos de rotação, dorsiflexão e flexão plantar de

tornozelos, abdução, adução e inclinação lateral de quadril e saltos verticais. Em seguida, eram colocados colete de segurança e marcadores cinemáticos. O colete de segurança era sustentado por duas cordas amarradas na altura dos ombros, com a outra extremidade fixada na estrutura da plataforma. O ajuste era feito de modo a suportar o corpo dos participantes no caso de quedas, mas sem fornecer qualquer apoio enquanto eles estavam na plataforma antes e durante a recuperação do equilíbrio. O participante subia na plataforma e se posicionava, enquanto o experimentador ajustava o ponto de fixação visual a 1,5m de distância e na altura dos olhos, e eram coladas fitas adesivas na plataforma rentes às bordas anterior, laterais e posterior dos pés. Na sequência, os grupos experimentais recebiam em sessão única 72 perturbações, organizadas em três séries de 24 tentativas para cada uma das modalidades de perturbação na seguinte sequência: rotação, translação e combinada. Na primeira série eram empregados movimentos de rotação da plataforma, com um bloco de tentativas para a combinação de 3 velocidades x 2 sentidos (horário e anti-horário). Na segunda série, as perturbações do equilíbrio eram feitas por meio de movimentos de translação da plataforma em 3 velocidades x 2 direções (direita e esquerda), e na terceira série por meio de movimentos combinados de rotação-translação (horário/direita e anti-horário/esquerda) em 3 velocidades. Os grupos experimentais se diferenciaram em relação ao treinamento. O grupo BIC realizou a prática de séries de quatro tentativas idênticas para cada uma das seis combinações entre velocidade (n=3) e lado (n=2) (ANEXO 1). Para o grupo AIC as seis variações dentro de cada série de perturbação eram aplicadas de forma pseudoaleatória, sem repetição da perturbação em tentativas consecutivas (ANEXO 2). Os intervalos entre as tentativas eram de 2-5 s, e de aproximadamente 1 min. entre as séries. Durante o período correspondente ao treinamento dos grupos experimentais, os participantes do grupo CON permaneciam sentados, praticando um jogo eletrônico em computador. Este grupo teve a função de oferecer avaliação das primeiras respostas posturais às perturbações, além de permitir uma comparação de indivíduos que não haviam experimentado previamente as perturbações (embora estivessem cientes das perturbações que sofreriam nos testes) com os efeitos de treinamento perturbatório.

Com o propósito de avaliar os efeitos imediatos do treinamento, 5 min. após o término das perturbações posturais era aplicado o pós-teste (ANEXO 3). Este teste foi composto por uma série de 18 tentativas correspondentes a cada uma das formas de perturbação experimentada durante a prática, dadas pela combinação de modalidade (3)

x velocidade (3) x direção (2). Assim, não havia repetição da forma de perturbação durante o teste. A sequência de perturbações era pseudoaleatorizada entre todas as possibilidades de variação da perturbação postural e igual entre os participantes. Sete dias após a sessão de treinamento, o teste de retenção era aplicado para avaliar a persistência dos ganhos na estabilidade de movimentos compensatórios. Neste teste era repetida a mesma sequência de 18 tentativas do pós-teste. Após o fim do teste de retenção, o participante permanecia sentado por 5 min. Em seguida, eram feitos os testes de transferência. O primeiro teste de transferência foi para tarefa dual, com o propósito de avaliar a extensão em que as respostas posturais são dependentes de atenção (automaticidade). O teste era iniciado com o participante em posição ereta quieta, realizando uma tarefa de contagem regressiva. O examinador ditava um número entre 100 e 200, e em seguida o participante fazia subtrações sequenciais de três dígitos o mais rapidamente possível, verbalizando os resultados em voz alta. De forma não-antecipada pelo participante, eram realizados deslocamentos da base de suporte com velocidades de 40°/s (cm/s), sendo uma tentativa para cada modalidade/lado de perturbação (*n*=6 no total) em sequência pseudoaleatorizada. No período subsequente (aproximadamente 1 min. em pé sobre a plataforma), eram dadas instruções para o teste de transferência para velocidade de deslocamento da plataforma. Este teste teve como objetivo testar a generalização de respostas posturais para uma velocidade mais alta do que aquelas experimentadas durante a fase de prática e testes prévios. O teste consistia em uma tentativa para cada modalidade/lado de perturbação (*n*=6 no total), com velocidades de rotação e translação da plataforma de 50º/s (cm/s), em sequência pseudoaleatorizada.

5.4 Avaliação dos movimentos compensatórios após perturbações posturais

As diferentes respostas para recuperação do equilíbrio foram avaliadas por meio da escala Compensatory Arm and Leg Movevements (CALM) para análise de movimentos compensatórios de braços e pernas a perturbações no eixo ML. A escala CALM foi desenvolvida com o propósito de ser um instrumento integrativo para avaliar os diferentes movimentos compensatórios do braço e perna em resposta a perturbações posturais de grande magnitude e imprevisíveis, classificando as reações dos membros como uma função da estabilidade do equilíbrio (23, 24). Para os movimentos

compensatórios de ambos os braços e pernas, a pontuação mais baixa (1) foi dada para a resposta mais instável de ser sustentado pelos cabos de segurança (agarrar ou pendurar), independentemente dos movimentos das pernas, classificados como quase-quedas. Os movimentos do braço foram classificados em função de suas amplitudes (a maior amplitude do braço direito ou esquerdo foi usada para pontuação), conforme descrito a seguir (pontuação entre parênteses): grande (2), grande abdução do ombro levantando a (s) mão (s) acima a altura dos ombros, moderada (3), abdução moderada do ombro elevando a (s) mão (s) abaixo da altura dos ombros, pequeno (4), abdução menor do ombro, com perda de contato entre a (s) mão (s) e perna (s) não maior que 10 cm, resposta no lugar (5), a resposta mais estável, mantendo as mãos em contato com as pernas enquanto o equilíbrio corporal é recuperado. Os movimentos compensatórios das pernas foram classificados da seguinte forma (escore entre parênteses): múltiplos passos (2-3), variando a base de apoio para recuperação do equilíbrio por meio de dois ou mais passos; um único passo (4-5), recuperação do equilíbrio através de um único passo; essa classificação foi usada independentemente do participante ter utilizado um desvio lateral (ao mover uma das pernas para o sentido do movimento da plataforma) ou passo cruzado (pela frente ou por trás) à perna de apoio; apoio unipodal (6-7), caracterizada pela abdução de quadril contralateral, enquanto apoia todo o peso do corpo na perna de apoio. Essas três categorias foram subdivididas em amplitudes “grande” (menor pontuação) ou “pequena” (maior pontuação), respectivamente para movimentos de perna cruzando a marca de 15 cm na plataforma e para movimentos de perna além da marca de 5 cm, mas não cruzando a marca de 15 cm na plataforma; pequeno deslocamento (8), caracterizado por um pequeno deslizamento de um ou ambos os pés sobre a base de suporte (sem perda de contato dos pés com o chão), ou um pé subindo (alguns centímetros) acima do solo pousando em torno do local; resposta no lugar (9), recuperação do equilíbrio mantendo os pés no lugar. Imagens representativas dos diferentes movimentos compensatórios, dados brutos e resultados de análises da escala CALM estão disponíveis para acesso aberto em http://dx.doi.org/10.17632/fjm652j7gf.1#folder-bcd59584-079d-4951-8a0f-106e80f2a9a8. Para análise de confiabilidade inter-avaliadores foi utilizado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI). Quanto maior o CCI, maior a congruência entre as pontuações dadas pelos dois avaliadores, servindo como um índice de

reprodutibilidade das medidas. Considera-se um bom índice de reprodutibilidade quando acima de 0,70 (25).

5.5 Análise de dados

A análise de confiabilidade da escala foi feita separadamente por dois avaliadores para a composição de grupos, a partir do sorteio de imagens de 20% dos participantes, analisando-se os escores do pós-teste de braços e pernas. Foram feitas análises inter-avaliadores por meio de taxa de coincidência de escores e coeficiente de correlação intra-classe (CCI).

A atribuição de escores por análise das imagens para movimentos compensatórios de braços e pernas foi realizada separadamente por dois avaliadores. O escore computado em cada tentativa correspondeu à média das pontuações dadas por ambos avaliadores. As variáveis dependentes foram as seguintes: escores para movimentos de braços e de pernas separadamente, e escore global correspondente à soma dos escores segmentares. As variáveis cinemáticas foram as seguintes: (a) ângulo máximo de inclinação da cabeça, formado pelos segmentos: 1. marcadores posicionados na C7 e cabeça e 2. linha vertical absoluta; (b) ângulo máximo de inclinação do tronco, formado pelos segmentos: 1. marcadores posicionados no quadril e ombro no lado direito e 2. linha vertical absoluta; (c) ângulo máximo de abdução dos ombros, formado pelos segmentos: 1. marcadores posicionados no ombro e no quadril e 2. marcadores posicionados no ombro e no cotovelo (maior valor entre os dois braços); (d) ângulo máximo de abdução do quadril, formado pelos segmentos: 1. marcadores posicionados no quadril e no maléolo (para a perna movida) e 2. linha vertical absoluta.

Os escores de braços e escores de pernas na escala CALM foram correlacionadas com as medidas cinemáticas das respectivas amplitudes de movimento. Para os movimentos do braço, os escores da escala foram correlacionados com o ângulo máximo de abdução dos ombros. Para os movimentos das pernas, os escores da escala foram correlacionados com o ângulo máximo de abdução do quadril. Os dados cinemáticos foram filtrados digitalmente de baixa passagem com uma frequência de corte de 10 Hz através de um filtro Butterworth de quarta ordem de dupla passagem. O processamento de dados foi feito através de uma rotina Matlab (MathWorks) após inspeção visual dos dados. O coeficiente de correlação produto-momento de Pearson foi

usado para analisar a correlação entre os escores da escala (média entre avaliadores) e os dados cinemáticos.

A análise de dados foi feita separadamente para pós-teste/retenção e para retenção (velocidade alta)/testes de transferência. Para pós-teste/retenção, a análise foi feita por meio de ANOVA de 4 fatores, 3 (grupo: BIC x AIC x CON) x 2 (fase: pós-teste x retenção) x 3 (modalidade: rotação x translação x combinação) x 3 (velocidade: baixa x moderada x alta), com medidas repetidas nos três últimos fatores. Este modelo foi empregado para as médias das perturbações homólogas aplicadas em sentidos contrários. Para ambos os testes de transferência, tarefa dual e maior velocidade, foram empregadas como referência para comparação as 6 tentativas de velocidade mais alta (40º/s-cm/s) do teste de retenção. A análise foi feita por meio de um modelo de ANOVA de três fatores, 3 (grupo: BIC x AIC x CON) x 2 (teste: retenção x transferência para tarefa dual x transferência para maior velocidade) x 3 (modalidade: rotação x translação x combinação), com medidas repetidas nos dois últimos fatores. Comparações *post hoc* foram feitas por meio da prova Newman-Keuls, com a magnitude dos efeitos indicada por *eta* quadrático parcial (η_p^2). O nível de significância adotado foi de 5%.

6 RESULTADOS

Dois participantes do grupo BIC e um participante do grupo CON foram excluídos do estudo por usarem o agarre como resposta primária ou por apresentarem respostas saltatórias anômalas. A análise da confiabilidade inter-avaliadores indicou valores de CCI iguais a 0,96 para escores de braços, 0,99 para escores de pernas, com taxas de coincidência de 77,78% para braços e 76,19% para pernas.

A análise da frequência absoluta de quase-quedas entre os testes indicou ausência deste evento no grupo AIC em todos os testes e tipos de perturbações, enquanto o grupo BIC apresentou um evento no teste de retenção para perturbação combinada por rotação-translação na velocidade alta. O grupo CON apresentou 7 eventos de quase-queda, sendo 3 no pós-teste para perturbação combinada na velocidade alta; um em velocidade baixa e um em velocidade alta no teste retenção em perturbação combinada; e um em cada teste de transferência, ambos em perturbação combinada na velocidade alta.

6.1 Pós-teste e retenção

A análise dos escores de braços indicou interação entre os fatores grupo, teste, perturbação e velocidade, $F(8, 128)=1{,}97$, $p=0{,}05$, $\eta_p^2=0{,}11$ (Figura 2A). Comparações *post hoc* indicaram que no pós-teste o grupo CON apresentou escores inferiores para perturbações por combinação em velocidade alta comparados ao teste de retenção, sem diferenças estatísticas nos demais tipos de perturbação ou entre os grupos experimentais.

A análise dos escores de pernas indicou interações entre os fatores grupo e perturbação, $F(4, 64)=2{,}58$, $p=0{,}05$, $\eta_p^2=0{,}14$, e entre os fatores perturbação e velocidade, $F(4, 128)=4{,}63$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}13$ (Figura 2B). Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores grupo e perturbação indicaram que os dois grupos experimentais obtiveram escores superiores àqueles obtidos pelo grupo CON na perturbação combinada, sem diferenças estatísticas nas demais modalidades de perturbação ou entre os grupos BIC e AIC. Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores perturbação e velocidade indicaram escores mais baixos nas perturbações por translação e por combinação na velocidade alta em comparação às demais velocidades, sem diferenças significantes entre as velocidades baixa e intermediária nessas modalidades; perturbações por rotação, por outro lado, não levaram a diferença significante nos escores entre as três velocidades.

A análise do escore global indicou interação entre os fatores grupo, teste e perturbação, $F(4, 64)=2{,}84$, $p=0{,}03$, $\eta_p^2=0{,}15$, e entre os fatores perturbação e velocidade, $F(4, 128)=5{,}72$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}15$ (Figura 3C). Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores grupo, teste e perturbação indicaram que no pós-teste os dois grupos experimentais obtiveram escores superiores ao grupo CON somente na perturbação combinada. Entretanto no teste de retenção, o grupo AIC apresentou escores maiores do que o grupo CON para a perturbação combinada, sem diferenças estatísticas nas demais modalidades de perturbação ou entre os grupos experimentais. Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores perturbação e velocidade indicaram escores mais baixos nas perturbações por translação e por combinação na velocidade alta comparada com as demais velocidades, sem diferença significante entre a velocidade baixa e intermediária nessas modalidades; para perturbações por rotação não foram observadas diferenças significantes entre as três velocidades.

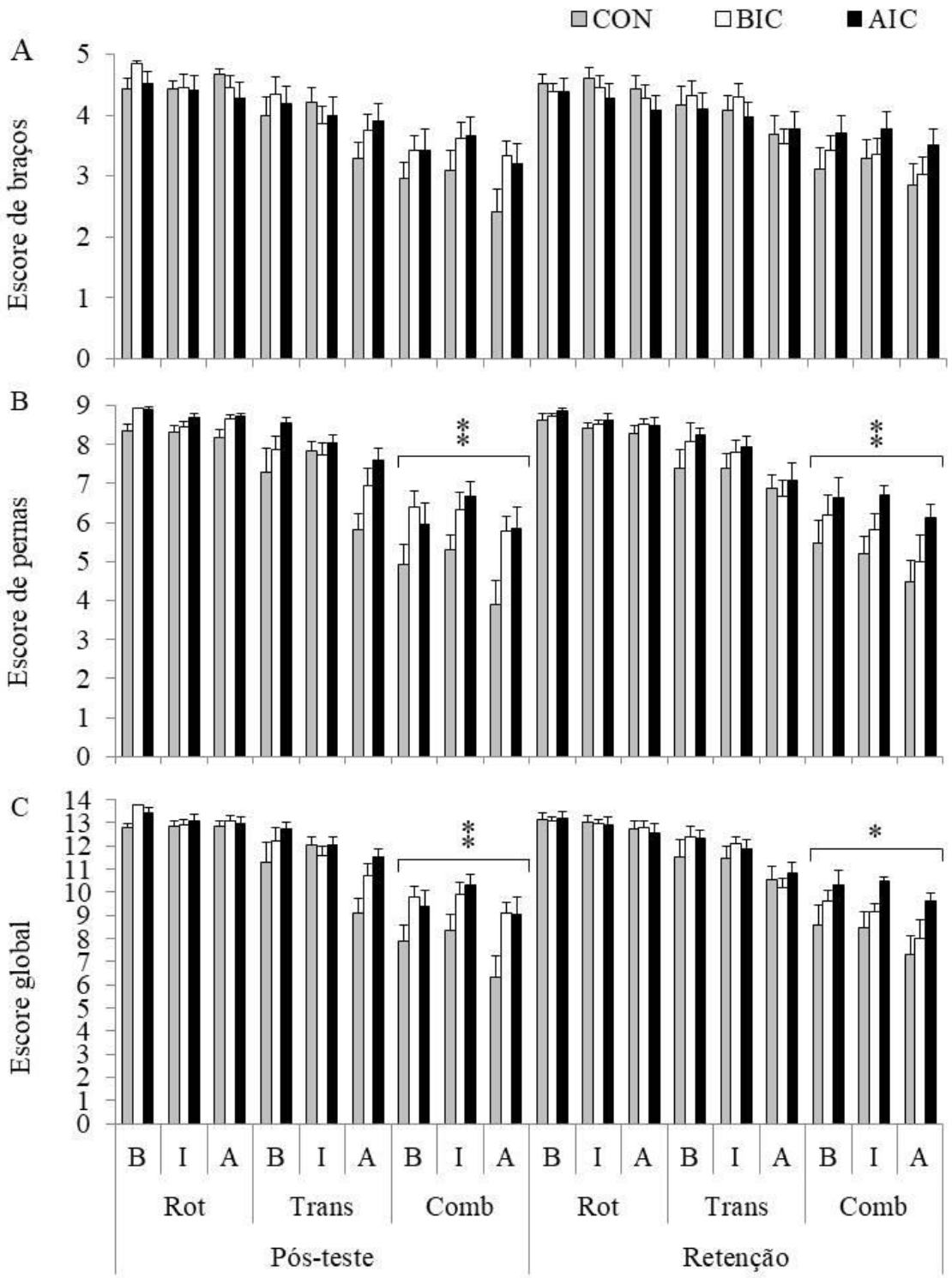

Figura 2 - Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) no pós-teste e retenção para escores de braços (A), pernas (B) e global (C) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação de rotação e translação [Comb]) e velocidade (baixa [B], intermediária [I], alta [A]). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ⁑ indica escores mais altos para AIC e BIC em relação a CON; * indica que AIC foi superior a CON.

6.2 Retenção (velocidade alta) e testes de transferência

A análise dos escores de braços indicou interação significante entre os fatores teste e perturbação, $F(4, 128)=2{,}62$, $p=0{,}04$, $\eta_p^2=0{,}08$ (Figura 3A). Comparações *post hoc* indicaram escores mais altos na transferência para maior velocidade em todas as modalidades de perturbação em comparação ao teste de retenção, e na comparação com transferência para tarefa dual nas perturbações por translação e por combinação, sem diferença significante para rotação. Os escores do teste de transferência para tarefa dual foram superiores ao teste de retenção na modalidade de perturbação combinada, sem diferenças significantes nos demais modos de perturbação.

A análise dos escores de pernas indicou interação entre os fatores teste e perturbação, $F(4, 128)=3{,}93$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}11$, e um valor próximo à significância para a interação entre os fatores grupo e perturbação, $F(4, 64)=2{,}44$, $p=0{,}056$, $\eta_p^2=0{,}13$ (Figura 3B). Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores teste e perturbação indicaram que os escores de ambos os testes de transferência foram superiores aos escores do teste de retenção nas modalidades de perturbação por translação e por combinação, sem diferenças significantes para rotação; não foram encontradas diferenças significantes entre os dois testes de transferência. A tendência de interação entre os fatores grupo e perturbação parece estar relacionada aos escores mais altos do grupo AIC em relação aos outros dois grupos na modalidade de perturbação combinada, porém não nas outras duas modalidades de perturbação.

A análise do escore global indicou interação significante entre os fatores grupo e perturbação, $F(4, 64)=4{,}52$, $p<0{,}01$, $\eta_p^{2=}0{,}22$, e entre os fatores teste e perturbação, $F(4, 128)=3{,}97$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}11$ (Figura 4C). Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores grupo e perturbação indicaram que o grupo AIC teve escores superiores aos grupos BIC e CON na perturbação combinada, porém não nas demais modalidades. Não foram observadas diferenças significantes entre os grupos BIC e CON. Comparações *post hoc* para a interação entre os fatores teste e perturbação mostraram que os escores em ambos os testes de transferência foram superiores aos escores no teste de retenção nas perturbações por translação e por combinação, sem diferenças significantes na modalidade rotação. Escores do teste de transferência para velocidade mais alta foram superiores ao teste de transferência para tarefa dual na modalidade de perturbação por translação.

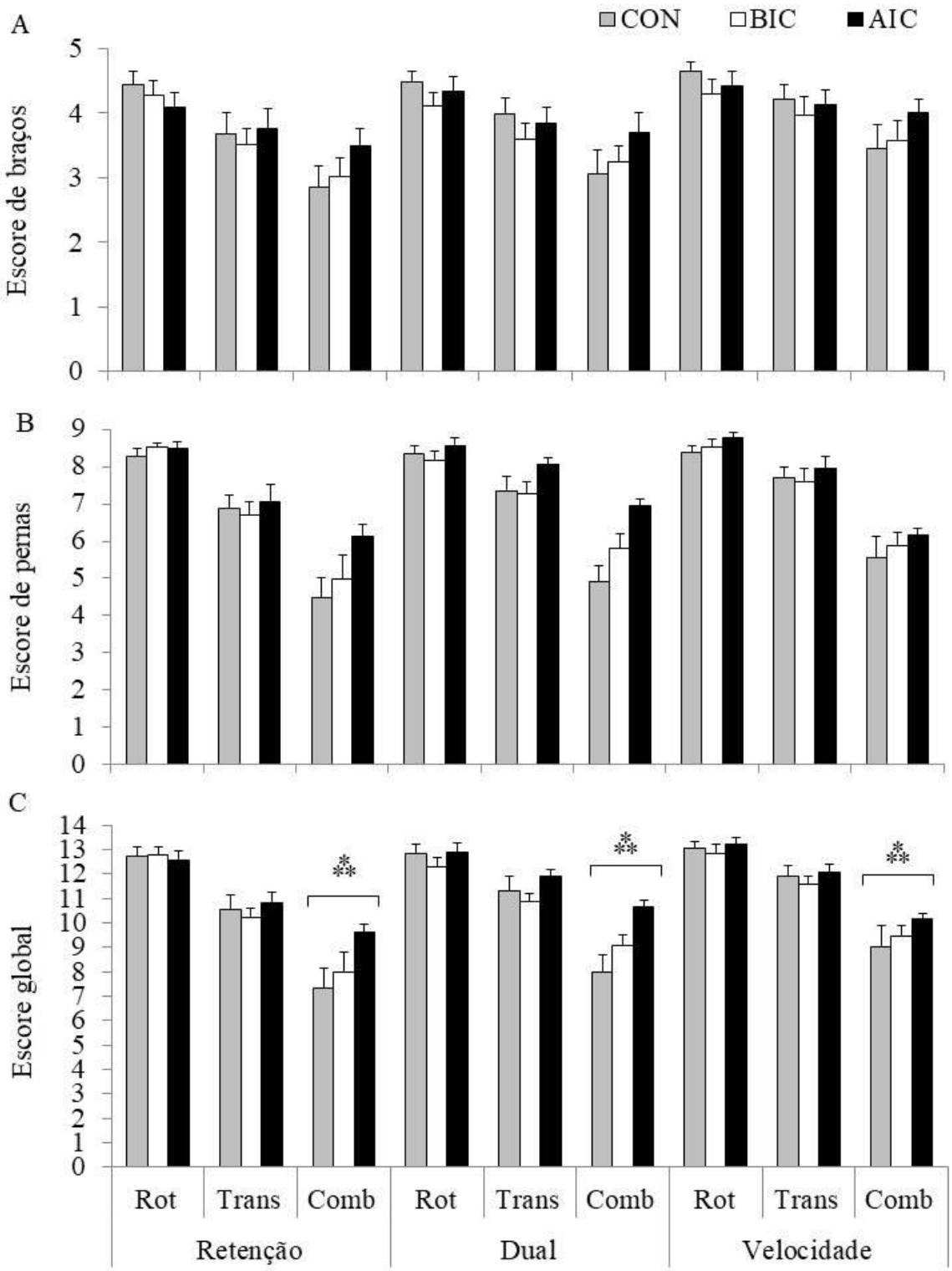

Figura 3 - Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) para escores de braços (A), pernas (B) e global (C) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação [Comb]), e teste (retenção [velocidade alta], e transferência para tarefa dual e para velocidade mais alta). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ⁂ indica que AIC foi superior a BIC e CON.

6.3 Cinemática

6.3.1 Pós-teste e retenção

Os resultados para inclinação máxima da cabeça indicaram interação significante entre os fatores grupo, perturbação e velocidade, $F(8, 128)=3{,}74$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}19$, e entre os fatores teste e perturbação, $F(2, 64)=14{,}65$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}31$ (Figura 1A). Comparações *post hoc* para a interação grupo, perturbação e velocidade indicaram valores maiores para: velocidade alta comparada à baixa nas perturbações por rotação, e velocidade baixa comparada às demais velocidades nas perturbações combinadas para o grupo AIC; velocidade intermediária comparada à baixa nas perturbações por rotação para o grupo BIC; velocidade alta comparada às demais velocidades nas perturbações por translação, e velocidade alta comparada à intermediária nas perturbações por combinação para o grupo CON. Comparações *post hoc* para a interação entre teste e perturbação indicaram que as três modalidades de perturbação apresentaram maiores ângulos de inclinação de cabeça no pós-teste comparado ao teste de retenção.

Os resultados para inclinação lateral máxima do tronco indicaram interação significante entre os fatores grupo, teste e perturbação, $F(4, 64)=4{,}17$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}21$, e entre os fatores grupo, perturbação e velocidade, $F(8,128)=2{,}68$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}14$ (Figura 1B). Comparações *post hoc* para a interação entre grupo, teste e perturbação indicaram que os grupos experimentais obtiveram maiores ângulos de inclinação do tronco no pós-teste comparado ao teste de retenção na perturbação combinada, sem diferença significante com o grupo CON. Comparações *post hoc* para a interação grupo, perturbação e velocidade indicaram valores maiores para: velocidade alta comparada à baixa nas perturbações por rotação para o grupo AIC; velocidades alta e intermediária comparada à baixa para o grupo BIC; e para o grupo CON, velocidade alta comparada às demais velocidades para translação e velocidade alta comparada à intermediária para perturbações por combinação.

Os resultados para ângulo de abdução de ombros indicaram interação significante entre os fatores grupo, teste e velocidade, $F(4, 64)=2{,}89$, $p=0{,}03$, $\eta_p^2=0{,}15$, (Figura 1C). Comparações *post hoc* indicaram maiores valores no pós-teste em relação à retenção na perturbação por rotação e combinada no grupo BIC. Os demais grupos não apresentaram diferenças significantes; não houve diferença entre os grupos.

Os resultados para ângulo de abdução de quadril indicaram interações significantes entre os fatores grupo, teste e velocidade, $F(4, 64)=2{,}52$, $p=0{,}05$, $\eta_p^2=0{,}14$, e entre os fatores grupo, perturbação e velocidade, $F(8, 128)=2{,}76$, $p<0{,}01$, $\eta_p^2=0{,}15$ (Figura 1D). Comparações *post hoc* para a interação entre grupo, teste e velocidade indicaram que o grupo BIC apresentou maiores valores na retenção em relação ao pós-teste nas perturbações de velocidade alta. Os demais grupos não apresentaram diferenças significantes entre os testes. Comparações *post hoc* para a interação entre grupo, perturbação e velocidade indicaram que o grupo AIC apresentou menores valores em comparação a BIC na perturbação combinada em velocidade intermediária, sem diferença significante entre demais tipos de perturbação e entre os grupos experimentais com o CON. A modalidade de perturbação teve o mesmo efeito para os três grupos em todos os testes, com a seguinte relação entre os escores: perturbação combinada > translação > rotação.

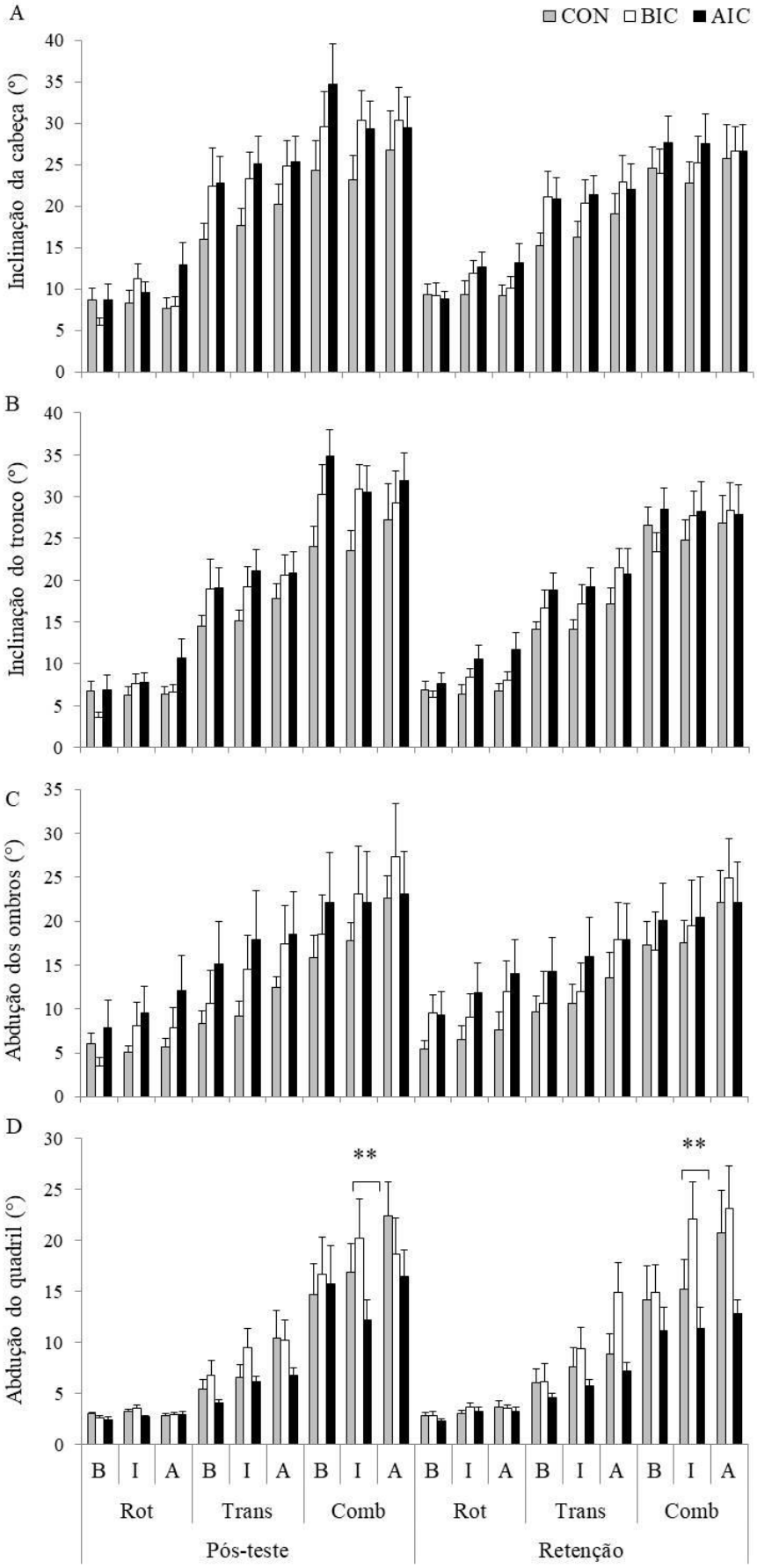
A
CON
BIC
AIC
Inclinação da cabeça (°)
B
Inclinação do tronco (°)
C
Abdução dos ombros (°)
D
Abdução do quadril (°)
**
**
B I A B I A B I A B I A B I A B I A
Rot
Trans
Comb
Rot
Trans
Comb
Pós-teste
Retenção

Figura 4. Comparações entre valores médios (erro padrão em barras verticais) entre grupos controle (CON), baixa (BIC) e alta interferência contextual (AIC) no pós-teste e retenção para amplitudes máximas de inclinação de cabeça (A), inclinação lateral do tronco (B), abdução dos ombros (C) e abdução do quadril (D) em função da modalidade de perturbação (rotação [Rot], translação [Trans] e combinação de rotação e translação [Comb]) e velocidade (baixa [B], intermediária [I], alta [A]). Asteriscos indicam diferenças significantes entre os grupos: ** indica valores maiores para BIC comparados aos de AIC.

6.3.2 Correlação entre escores da escala CALM e variáveis cinemáticas

A análise de correlação entre os escores da escala e variáveis cinemáticas indicando amplitude máxima de abdução de braços e pernas é apresentada na Tabela 2. Os valores revelam uma associação consistente nas perturbações/velocidades entre os escores da escala para movimentos dos braços e abdução máxima dos ombros. Na análise de abdução do quadril os valores de correlação foram baixos.

Tabela 2. Coeficientes de correlação de Pearson (*r*) entre escores da escala CALM e as respectivas amplitudes de movimento.

	Rotação			Translação			Combinação		
	B	I	A	B	I	A	B	I	A
Braços	-0,76	-0,72	-0,68	-0,75	-0,78	-0,60	-0,63	-0,64	-0,58
p	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*	*<0,01*
Pernas	-0,13	0,18	0,19	-0,37	-0,29	-0,35	-0,27	0,01	-0,19
p	*0,45*	*0,30*	*0,26*	*0,03*	*0,09*	*0,04*	*0,12*	*0,99*	*0,04*

Dados de braços e pernas são apresentados separadamente por modalidade de perturbação nas velocidades baixa (B), intermediária (I) e alta (A).

7 DISCUSSÃO

7.1 Síntese dos resultados

O objetivo desse estudo foi comparar os efeitos de sequências de perturbações posturais com BIC versus AIC na aquisição de estabilidade de movimentos compensatórios de braços e pernas em jovens saudáveis. Os efeitos imediatos do treinamento foram observados em ambos os grupos experimentais, com escores de pernas e escore global superiores ao grupo CON nas perturbações combinadas. No teste de retenção, o grupo AIC apresentou escores globais maiores do que o grupo CON para

a perturbação combinada, sem diferenças estatísticas nas demais modalidades de perturbação ou entre os grupos experimentais. A diferença significante entre os grupos experimentais também foi evidenciada na comparação entre os testes de retenção e transferências para escores de pernas e escore global. Enquanto não houve diferença significante entre os grupos nos escores de braços. Em ambos os testes de transferência, o treinamento de AIC demonstrou superioridade aos demais grupos, com melhores resultados em ambos os testes de transferência comparados ao teste de retenção nas perturbações combinadas, porém não nas demais modalidades. Enquanto o treinamento de BIC não apresentou diferença em relação ao CON.

7.2 Sensibilidade e confiabilidade dos instrumentos de avaliação

As respostas posturais de braços e pernas foram diferenciadas de acordo com a magnitude da perturbação, com maiores escores para rotações, intermediários para translações e menores para perturbações combinadas. A perturbação combinada demonstrou ser a mais desafiadora, resultando em escores mais baixos na escala CALM. A rotação da base de suporte foi o tipo de perturbação menos desafiadora para o equilíbrio no sentido ML e não discriminou a capacidade de recuperação do equilíbrio a perturbações posturais inesperadas. Por outro lado, a velocidade dos deslocamentos apresentou uma relação não-linear com a estabilidade dos movimentos compensatórios. Perturbações por translação e por combinação na velocidade alta resultaram em pontuações mais baixas comparadas com as demais velocidades, sem diferença significante entre a velocidade baixa e intermediária nessas modalidades. Enquanto as perturbações por rotação geraram respostas posturais semelhantes entre as velocidades baixa, intermediária e alta.

O efeito de magnitude da perturbação foi demonstrado nas pontuações coerentes com o desafio imposto pelas diferentes categorias de perturbação. A sensibilidade dos escores de movimento de braços e pernas nas diferentes perturbações de equilíbrio indica que ambas as dimensões da escala refletiram qualitativamente os movimentos compensatórios de acordo com o grau de dificuldade para recuperação do equilíbrio imposto pelas perturbações. Além disso, a escala foi capaz de detectar alterações qualitativas destes movimentos após treinamento. Análises de confiabilidade inter-avaliadores mostraram altos índices tanto no CCI quanto na taxa de coincidência entre as avaliações. Assim, o presente estudo demonstrou a confiabilidade e a sensibilidade

da escala CALM para avaliar os movimentos compensatórios de braço e perna para perturbações de grande magnitude na direção ML. A escala CALM se mostrou mais sensível que medidas cinemáticas para avaliação dos movimentos compensatórios. Na Tabela 2 observam-se correlações significantes entre os escores de movimentos de braços e respectivas medidas cinemáticas, como esperado, já que ambas as avaliações são baseadas em amplitudes de movimento. Por outro lado, as correlações de escores de movimentos de pernas e medidas cinemáticas foram significantes somente para perturbações por translação em velocidade baixa e alta e por combinação em velocidade alta. O fato de as correlações das avaliações dos movimentos de pernas não serem significantes para os demais tipos de perturbações pode ser explicada pela ampla variedade de movimentos compensatórios de pernas, com amplitudes que não necessariamente correspondiam à estabilidade de respostas. Como por exemplo, os múltiplos passos com pequena amplitude pontuaram menos do que passo único ou elevação unilateral com grande amplitude.

A instrução para se esforçar para manter a postura inicial e agarrar as cordas de segurança apenas como último recurso permitiu uma interpretação mais clara da estabilidade dos movimentos compensatórios observados em relação às avaliações irrestritas nas quais essas respostas poderiam ser pré-planejadas. Assim, os movimentos compensatórios para recuperação do equilíbrio não foram completamente espontâneos, uma vez que movimentos primários selecionados em situações semelhantes são frequentemente as reações mais fáceis e seguras, como dar passo ou agarrar uma superfície de apoio (24). Respostas de quase-quedas refletiram a falha na recuperação do equilíbrio, enquanto respostas no lugar ou movimentos compensatórios de braços e pernas foram observados como estratégias para recuperação da estabilidade corporal. O córtex cerebral realiza ativação on-line para selecionar uma resposta adequada baseada no contexto da perturbação (26). Esse fato explica a gama de possibilidades de movimentos compensatórios de braços e pernas. A variabilidade de amplitudes dos movimentos compensatórios observados neste estudo é consistente com achados prévios. As primeiras tentativas de perturbações posturais frequentemente evocam uma reação primária do braço, proposta como a combinação de um reflexo de sobressalto e uma resposta de equilíbrio compensatório funcional (27). Consistente com a noção de que os movimentos primários dos braços são funcionalmente modulados, pesquisas mostraram que essas reações são dimensionadas de acordo com a magnitude da

perturbação (3). Parâmetros como amplitude (1) e velocidade dos movimentos de braços (28) parecem ser afetados pela direção da perturbação. Os movimentos dos braços podem ser usados como contrapeso, sendo movidos para a direção oposta do desequilíbrio corporal na busca pela estabilização do centro de massa sobre a base de suporte (29). Além disso, foi demonstrado que os movimentos dos braços levam ao aumento do momento de inércia do corpo e, como consequência, ao aumento do tempo disponível para a recuperação do equilíbrio (30, 31). O padrão mais instável de movimento compensatório dos braços consistiu em reações de preensão ou agarre. Estas reações foram relatadas após perturbações de grande magnitude, frequentemente usadas quando uma superfície de apoio estava disponível nas proximidades (22). Na compreensão do papel funcional desempenhado pelos movimentos do braço, é relevante considerar uma interação com as reações compensatórias de pernas com o objetivo comum de recuperar a estabilidade do equilíbrio vertical (21). Investigações anteriores identificaram que os diferentes movimentos compensatórios de pernas aparentemente estão relacionados com o grau de desafio à estabilidade do equilíbrio, variando de respostas no lugar a estratégias de mudança de base de suporte (passos únicos ou múltiplos) (23, 24). Assim, a capacidade de manter os pés no lugar equivale à resposta de pernas mais estável para se recuperar da perturbação. Nesta situação, o centro de massa é mantido dentro dos limites de estabilidade sobre a área da base de suporte inalterada, sendo escalonada de acordo com a magnitude de perturbação por ativação diferencial dos músculos agonistas (32). Quando não é possível recuperar o equilíbrio corporal mantendo os pés no lugar, um ou vários passos são necessários como estratégias compensatórias alternativas (33). Reações de passos compensatórios podem ser ajustadas para a magnitude da perturbação modulando parâmetros métricos, como o comprimento do passo, ou usando diferentes padrões de passos (33). Para as perturbações ML aplicadas aleatoriamente para ambos os lados, as respostas de um único passo foram caracterizadas por um passo lateral (34) ou um grande passo cruzado pela frente ou por trás da perna de apoio (33). Nos casos em que um único passo é insuficiente, vários passos são empregados para recuperar a estabilidade do equilíbrio (16). O padrão de resposta compensatória mais frequente nessas circunstâncias é caracterizado por uma sequência de passos laterais, com um pequeno passo medial seguido por um passo lateral mais longo com a perna oposta (1, 34). Assim, os resultados do presente estudo são consistentes com a literatura, nos quais diferentes

padrões de movimentos compensatórios de braços e pernas são gerados de acordo com a magnitude da perturbação, e estão associados ao grau de ameaça à estabilidade de equilíbrio (15).

7.3 Treinabilidade de respostas posturais reativas

O protocolo de treinamento perturbatório desenvolvido para este estudo foi capaz de desafiar o equilíbrio de jovens saudáveis. Além disso, a quantidade de tentativas em sessão única de treinamento se mostrou suficiente para promover ganhos persistentes de estabilidade de respostas posturais. A imprevisibilidade foi o ponto forte do protocolo de treinamento para possibilitar a avaliação de respostas reativas a perturbações posturais de grande magnitude. As respostas reativas puderam ser qualitativamente modificadas a partir de experiência, o que indica a treinabilidade de movimentos compensatórios para recuperação da estabilidade postural. A importante diferença entre os grupos observada no teste de retenção foi a superioridade do grupo AIC ao grupo CON, com escores globais maiores para a perturbação combinada, sem diferenças estatísticas nas demais modalidades de perturbação ou entre os grupos experimentais. Para os movimentos de braços, o grupo CON apresentou melhores resultados no teste de retenção comparado ao pós-teste nas perturbações combinadas em velocidade alta. O grupo CON foi base para avaliação de respostas posturais primárias sem treinamento. Assim, eram esperadas respostas de maior instabilidade de acordo com estudos prévios que avaliaram especificamente as primeiras tentativas de perturbação (3, 12, 13). Entretanto, a melhora inesperada observada no teste de retenção, indica um possível efeito de teste no grupo CON, justificado pela experiência obtida nas 18 perturbações do pós-teste. Para os movimentos das pernas, a obtenção de pontuações mais altas pelos grupos experimentais em comparação ao grupo CON nas perturbações combinadas no pós-teste e teste de retenção é consistente com o desempenho esperado devido ao treinamento de respostas posturais reativas (1, 14). Esses resultados mostram o maior impacto dos ajustes das pernas na recuperação da estabilidade do equilíbrio do que os movimentos do braço. A melhora qualitativa de movimentos compensatórios é consistente com evidências de outros estudos que apontam a influência do córtex cerebral na seleção e na modificação de respostas posturais apropriadas para reagir à perda de equilíbrio (11). Além de estar diretamente envolvido no controle de reações rápidas, o córtex cerebral também tem função

importante na antecipação e otimização das reações de recuperação do equilíbrio a partir de experiência prévia, como mostram estudos com imagem cerebral (35). Em uma análise da dinâmica cortical oscilatória durante a preparação e execução de respostas de equilíbrio com demandas posturais distintas, jovens responderam a perturbações da base de suporte (26). Foi evidenciado o envolvimento da área motora suplementar no controle preparatório do equilíbrio com maior ativação desta área em resposta do equilíbrio reativo a perturbações de grande demanda postural. O córtex pré-frontal parece estar envolvido no monitoramento do estado de estabilidade postural e na inibição motora de uma resposta automática do passo ao reagir a perturbações de alta intensidade respondendo com os pés no lugar (26). Esse envolvimento do córtex pré-frontal no controle executivo do equilíbrio compensatório foi relatado durante respostas a perturbações por translação esperadas e inesperadas (36). Outras regiões, como córtex parietal, temporal e insular parecem estar envolvidas na percepção da postura vertical, portanto também podem influenciar a recuperação postural (11). Assim, supõe-se que neste protocolo houve grande demanda de ativação cortical, já que os participantes necessitavam manter a estabilidade postural após perturbações de grande magnitude e inibir respostas mais instáveis tentando manter os pés no lugar. Entretanto, a influência do córtex cerebral em respostas posturais ainda está em grande parte não testada. Enquanto as perdas de equilíbrio antecipadas permitem a pré-seleção e otimização de respostas posturais (37), ainda não se sabe até que ponto a pré-seleção cortical de respostas posturais também se aplica a perturbações completamente imprevisíveis.

Os efeitos de treinamento perturbatório são específicos e podem diferir de acordo com a complexidade da tarefa, a intensidade de treinamento, a dinâmica do movimento e a variabilidade da atividade muscular (38). A aplicação de técnicas eletrofisiológicas não invasivas e de imagem cerebral revelou insights sobre o controle central da postura e as adaptações induzidas pelo treinamento de equilíbrio. Estudos sobre adaptações neurofisiológicas induzidas pelo treinamento de equilíbrio e sua influência no comportamento motor, enfatizam que a plasticidade do sistema sensório-motor, particularmente das estruturas espinais e corticoespinais, é altamente específica à tarefa (ver Taube, Gruber e Golhofer (39), para revisão). Em estudos com estimulação elétrica transcraniana, foi constatado que a melhora na estabilidade após treinamento com perturbações por translação está diretamente relacionadas com adaptações supraespinais com diminuição da excitabilidade cortical (35, 38), enquanto perturbações

por rotação são atribuídas a mecanismos vestibuloespinais (40). Beck et al. (41) constataram que os efeitos do treinamento foram apenas aparentes no desempenho da tarefa treinada com a redução da excitabilidade corticospinal durante reações a perturbações por translação. Portanto, parece importante que haja congruência da tarefa postural treinada e da avaliação utilizada para detectar os efeitos específicos do treinamento (14). A suposição da especificidade de treinamento e seus efeitos poderia explicar os efeitos imediatos de ambos os grupos experimentais, treinados e avaliados a partir de variações de perturbações posturais no sentido ML. Ainda nesse sentido, assim como aplicado neste estudo, as tarefas de transferências devem requisitar uma nova variação da mesma classe de movimentos praticados. No presente estudo, o teste de transferência para tarefa dual associou a perturbação de velocidade mais alta treinada com atividade de contagem regressiva, tendo como propósito avaliar o automatismo das respostas posturais, e indicou que os ganhos não foram inibidos pela atividade cognitiva. Estes achados são contraditórios com estudos prévios em que a exposição à perturbação postural simultaneamente envolvida com uma tarefa cognitivamente desafiadora (por exemplo, tarefa aritmética) resultou em desempenho prejudicado em uma ou ambas as tarefas, justificado pela interferência da interação entre as redes neurais que contribuem para o equilíbrio e redes neurais envolvidas com a função cognitiva (42, 43). O teste de transferência para maior velocidade avaliou a generalização de respostas posturais e indicou a capacidade de reagir a perturbações de velocidade mais alta do que aquelas experimentadas durante a prática. Esta capacidade de generalização a situações não-treinadas foi relatada em estudo prévio com treinamento perturbatório de sessão única em esteira, ao apresentar ganhos dimensionados para perturbação de intensidade 20% maior do que a treinada (8). Surpreendentemente, ambas as tarefas de transferência não afetaram o desempenho dos movimentos compensatórios de braços e pernas, sendo que estes testes apresentaram melhores resultados para translação e combinação em comparação aos obtidos na retenção. Na comparação entre grupos, observou-se diferença significante do grupo AIC com maiores escores do que o grupo CON para a perturbação combinada no teste de retenção e nos testes de transferências, sem diferenças estatísticas nas demais modalidades de perturbação ou entre os grupos experimentais. Estes achados evidenciam que a AIC no treinamento de respostas compensatórias leva a ganhos mais

persistentes, generalizáveis a situações inéditas e desafiadoras, além de não serem inibidos ao praticar simultaneamente uma atividade cognitiva.

7.4 Interferência contextual

No contexto de aprendizagem de movimentos voluntários, foi identificado que existe correlação cognitivo-comportamental entre o envolvimento cortical e o efeito de interferência contextual no aprendizado da cinemática do movimento (44). A AIC promove uma melhor aprendizagem porque requer maior esforço cognitivo, com operações mentais mais elaboradas que a BIC durante a execução das habilidades motoras. Porém ao longo desse processo de prática, os níveis de participação das estruturas neurais se alteram. Durante a fase de aquisição, a AIC induz maior ativação de áreas envolvidas no planejamento e execução do que a BIC (45, 46), que por sua vez, proporciona melhor desempenho do que a AIC durante a fase de aquisição (9, 47). Entretanto, em testes de retenção e transferência essa relação se inverte, com a AIC induzindo menores níveis de ativação cortical (45, 46) e menos erros de execução em testes de retenção e transferência (9, 47). Esse efeito cognitivo-comportamental da interferência contextual tem sido visto como um princípio passível de aplicação a situações reais de ensino-aprendizagem. Apesar de se tratar de um contexto diferente, o presente estudo evidenciou que o efeito da interferência contextual também se aplica à aprendizagem de movimentos compensatórios para recuperação do equilíbrio após perturbação imprevisível. Este fenômeno, induzido pelo treinamento de perturbações posturais desafiadoras com AIC, foi evidenciado a partir da mudança de comportamento, com efeitos permanentes e generalizáveis. Por outro lado, o treinamento perturbatório com BIC gerou somente efeitos imediatos por adaptação. Evidências destacam o papel importante do córtex fronto-central para o comportamento adaptativo do controle postural após perturbações posturais (2). O comportamento adaptativo foi associado à diminuição da ativação do córtex fronto-central a partir da diminuição de potencias N1 como resultado da experiência de perturbações repetidas por translação ML e integração bem sucedida do conhecimento de aspectos seletivos das características de perturbação (2). Esses potenciais N1, além de refletirem o processamento sensorial, estão associados a processos mais elevados de ordem cognitiva, e foram marcadamente reduzidos ou ausentes nas perturbações previsíveis comparadas às perturbações imprevisíveis (48). Essa redução pode ser atribuída a

mudanças na ativação cortical associada ao processamento do sinal de erro, uma vez que se espera que a discrepância entre o estado esperado e o estado real do equilíbrio diminua com o conhecimento adicional sobre a amplitude e direção da perturbação (49). Estes achados permitem a interpretação de que os efeitos imediatos do treinamento perturbatório de BIC estão relacionados com a diminuição da ativação do córtex fronto-central. A mudança desta ativação cortical após perturbações de BIC pode ser explicada pelo processamento de sinal de erro, com menor discrepância entre os parâmetros esperados e reais após integração do conhecimento das características das perturbações prévias. Assim, o sistema de controle postural mostra-se capaz de adaptar as respostas posturais reativas a partir de experiências prévias por perturbações de BIC (50). Este fenômeno de adaptação é caracterizado pela otimização de respostas posturais, na busca por minimização da desestabilização corporal e do gasto energético. E pode ser explicado como consequência do sistema sensório-motor ajustando o ganho de diferentes fontes de feedback sinalizando perda de estabilidade corporal a partir de respostas produzidas em tentativas anteriores. Nesta perspectiva, perturbações de BIC parecem conduzir à formação de um arranjo sensoriomotor, atuando em um mecanismo tipo feedforward para ajustar parâmetros de resposta como rigidez articular e aumento do tônus muscular nas perturbações subsequentes (50). Na situação de perturbações imprevisíveis de AIC, a maior ativação do córtex fronto-central pode estar associada ao processamento sensorial e ao processamento do sinal que erro (48). Neste estudo, o processamento sensorial nas perturbações de AIC foi baseado exclusivamente em feedback sensorial. Assim, a aprendizagem de movimentos compensatórios gerada pela AIC pode ser interpretada pela influência da melhora do processamento sensorial e do maior envolvimento atencional exigido na prática aleatória; enquanto a BIC gerou somente efeitos imediatos.

8 CONCLUSÕES

Os principais achados deste estudo são de que uma sessão de treinamento de respostas posturais reativas leva ao seguinte: (a) os ganhos por treinamento perturbatório foram mais evidentes em perturbações mais desafiadoras à manutenção da postura ereta; (b) treinamento postural baseado em perturbações de BIC induziu efeitos imediatos, porém não persistentes nem generalizáveis; (c) treinamento postural com

AIC levou à maior persistência dos ganhos de estabilidade dos movimentos compensatórios treinados; e (d) o treinamento com AIC também levou à transferência para tarefas impondo maior magnitude de perturbação e realização simultânea de tarefa cognitiva (tarefa dual).

8.1 Relevância funcional

Os melhores resultados nos testes de retenção e em ambos os testes de transferência proporcionados pelo treinamento com AIC sugerem uma importante implicação prática deste estudo. A capacidade de generalização para reagir a perturbações de maior velocidade e o automatismo das respostas posturais na tarefa dual indicam o maior potencial do treinamento com perturbações aleatórias do equilíbrio corporal na prevenção de quedas. Além disso, este estudo lança novos questionamentos a serem investigados, como a aplicabilidade em populações especiais e adaptação do protocolo feito em laboratório para o contexto de campo. As implicações práticas são particularmente relevantes para a reabilitação, principalmente ao considerarmos a dificuldade ou impossibilidade de um idoso ou indivíduo com déficits no equilíbrio, e maior propensão a quedas, a responder a desequilíbrios inesperados. Assim, a possibilidade de treinar movimentos compensatórios por meio de perturbações imprevisíveis e desafiadoras propicia uma grande possibilidade terapêutica ao paciente para melhora funcional, manutenção e generalização deste ganho em situações reais da vida diária.

8.2 Limitações

É preciso certa cautela com a generalização dos achados revelados neste estudo devido às seguintes limitações:

(a) A interpretação dos resultados deve considerar o pequeno tamanho da amostra.
(b) Não foi testada a generalização dos ganhos sobre a plataforma móvel para situações de perturbação sobre piso estático. Dessa forma, não se pode prever em que medida o treinamento aplicado neste experimento seria capaz de reduzir a chance de queda em situações de desequilíbrio na vida diária.

8.3 Sugestões para estudos subsequentes

Por ser um estudo exploratório, este protocolo inovador de perturbações englobou diferentes tipos de perturbação postural que variaram em relação ao desafio à estabilidade do equilíbrio corporal. Futuros protocolos podem partir dos achados encontrados neste estudo, utilizando perturbações efetivamente desafiadoras. Além disso, o protocolo aqui descrito foi idealizado para ser desafiador para jovens saudáveis. É possível que este protocolo necessite de adaptações em relação aos parâmetros da magnitude das perturbações para ser aplicável a populações com risco aumentado de queda.

REFERÊNCIAS

1. Hurt CP, Rosenblatt NJ, Grabiner MD. Form of the compensatory stepping response to repeated laterally directed postural disturbances. Exp Brain Res. 2011;214(4):557-66.

2. Mierau A, Hulsdunker T, Struder HK. Changes in cortical activity associated with adaptive behavior during repeated balance perturbation of unpredictable timing. Front Behav Neurosci. 2015;9:1-12.

3. McIlroy WE, Maki BE. Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance. Neurosci Lett. 1995;184(3):177-80.

4. Coelho DB, Teixeira LA. Cognition and balance control: Does processing of explicit contextual cues of impending perturbations modulate automatic postural responses? Exp Brain Res. 2017;235(8):2375-90.

5. Bhatt T, Wening JD, Pai YC. Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. Exp Brain Res. 2006;170(1):61-73.

6. Bhatt T, Wang E, Pai YC. Retention of adaptive control over varying intervals: prevention of slip- induced backward balance loss during gait. J Neurophysiol. 2006;95(5):2913-22.

7. Pavol MJ, Pai YC. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. Exp Brain Res. 2002;145(4):528-38.

8. Patel P, Bhatt T. Adaptation to large-magnitude treadmill-based perturbations: improvements in reactive balance response. Physiol Rep. 2015;3(2).

9. Shea JB, Morgan RL. Contextual Interference Effects on the Acquisition, Retention, and Transfer of a Motor Skill. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 1979;S(2):179-87.

10. Bhatt T, Pai YC. Generalization of gait adaptation for fall prevention: from moveable platform to slippery floor. J Neurophysiol. 2009;101(2):948-57.

11. Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. J Neural Transm. 2007;114(10):1339-48.

12. Oude Nijhuis LB, Allum JH, Borm GF, Honegger F, Overeem S, Bloem BR. Directional sensitivity of "first trial" reactions in human balance control. J Neurophysiol. 2009;101(6):2802-14.

13. Oude Nijhuis LB, Allum JH, Valls-Sole J, Overeem S, Bloem BR. First trial postural reactions to unexpected balance disturbances: a comparison with the acoustic startle reaction. J Neurophysiol. 2010;104(5):2704-12.

14. Freyler K, Krause A, Gollhofer A, Ritzmann R. Specific stimuli induce specific adaptations: sensorimotor training vs. reactive balance training. PloS One. 2016;11(12):e0167557.

15. Freyler K, Gollhofer A, Colin R, Bruderlin U, Ritzmann R. Reactive Balance Control in Response to Perturbation in Unilateral Stance: Interaction Effects of Direction, Displacement and Velocity on Compensatory Neuromuscular and Kinematic Responses. PloS One. 2015;10(12):e0144529.

16. Fujimoto M, Bair WN, Rogers MW. Center of pressure control for balance maintenance during lateral waist-pull perturbations in older adults. J Biomech. 2015;48(6):963-8.

17. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J Gerontol. 1994;49(2):72-84.

18. Feldman F, Robinovitch SN. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. J Biomech. 2007;40(12):2612-8.

19. Heijnen MJ, Rietdyk S. Falls in young adults: Perceived causes and environmental factors assessed with a daily online survey. Hum Mov Sci. 2016;46:86-95.

20. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. J Neurophysiol. 1982;47(2):287-302.

21. Marsden CD, Merton PA, Morton HB. Human postural responses. Brain. 1981;104(3):513-34.

22. Bateni H, Zecevic A, McIlroy WE, Maki BE. Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping? Exp Brain Res. 2004;157(1):49-58.

23. Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. Phys Ther. 1997;77(5):488-507.

24. Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. Age Ageing. 2006;35 Suppl 2:ii12-ii8.

25. Terwee CB, Bot SDM, Boer MR, van der Windt DAW, Knol DL, Dekker J, et al. Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. J Clin Epidemiol. 2007;60.

26. Solis-Escalante T, Cruijsen J, Kam D, Kordelaar J, Weerdesteyn V, Schouten AC. Cortical dynamics during preparation and execution of reactive balance responses with distinct postural demands. Neuroimage. 2019;188:557-71.

27. Campbell AD, Squair JW, Chua R, Inglis JT, Carpenter MG. First trial and StartReact effects induced by balance perturbations to upright stance. J Neurophysiol. 2013;110(9):2236-45.

28. Corbeil P, Bloem BR, van Meel M, Maki BE. Arm reactions evoked by the initial exposure to a small balance perturbation: a pilot study. Gait Posture. 2013;37(2):300-3.

29. Allum JH, Carpenter MG, Honegger F, Adkin AL, Bloem BR. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. J Physiol. 2002;542(Pt 2):643-63.

30. Cheng KB, Wang KM, Kuo SY. Role of arm motion in feet-in-place balance recovery. J Biomech. 2015;48(12):3155-62.

31. Cheng KB, Huang YC, Kuo SY. Effect of arm swing on single-step balance recovery. Hum Mov Sci. 2014;38:173-84.

32. Azzi NM, Coelho DB, Teixeira LA. Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. Gait Posture. 2017;57:172-6.

33. Maki BE, McIlroy WE, Perry SD. Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. J Biomech. 1996;29(3):343-53.

34. Mille ML, Johnson ME, Martinez KM, Rogers MW. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. Clin Biomech. 2005;20(6):607-16.

35. Taube W, Schubert M, Gruber M, Beck S, Faist M, Gollhofer A. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. J Appl Physiol. 2006;101(2):420-9.

36. Mihara M, Miyai I, Hatakenaka M, Kubota K, Sakoda S. Role of the prefrontal cortex in human balance control. Neuroimage. 2008;43(2):329-36.

37. Jacobs JV, Horak FB. External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. Exp Brain Res. 2007;179(1):29-42.

38. Taube W, Gruber M, Beck S, Faist M, Gollhofer A, Schubert M. Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. Acta Physiol. 2007;189(4):347-58.

39. Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. Acta Physiol. 2008;193(2):101-16.

40. Allum JH, Pfaltz CR. Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. Exp Brain Res. 1985;58(1):82-94.

41. Beck S, Taube W, Gruber M, Amtage F, Gollhofer A, Schubert M. Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. Brain Res. 2007;1179:51-60.

42. Little CE, Woollacott M. EEG measures reveal dual-task interference in postural performance in young adults. Exp Brain Res. 2015;233(1):27-37.

43. Maki BE, McIlroy WE. Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. J Neural Transm. 2007;114(10):1279-96.

44. Lin CH, Fisher BE, Wu AD, Ko YA, Lee LY, Winstein CJ. Neural correlate of the contextual interference effect in motor learning: a kinematic analysis. J Mot Behav. 2009;41(3):232-42.

45. Lin CH, Chiang MC, Knowlton BJ, Iacoboni M, Udompholkul P, Wu AD. Interleaved practice enhances skill learning and the functional connectivity of fronto-parietal networks. Hum Brain Mapp. 2013;34(7):1542-58.

46. Tanaka S, Honda M, Hanakawa T, Cohen LG. Differential contribution of the supplementary motor area to stabilization of a procedural motor skill acquired through different practice schedules. Cereb Cortex. 2009;20(9):2114-21.

47. Perez CR, Meira CM, Jr., Tani G. Does the contextual interference effect last over extended transfer trials? Percept Mot Skills. 2005;100(1):58-60.

48. Adkin AL, Quant S, Maki BE, McIlroy WE. Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions. Exp Brain Res. 2006;172(1):85-93.

49. Mochizuki G, Boe S, Marlin A, McIlRoy WE. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. Neuroscience. 2010;170(2):599-609.

50. Welch TD, Ting LH. Mechanisms of motor adaptation in reactive balance control. PloS One. 2014;9(5):e96440.

ANEXOS

ANEXO 1 – Protocolo de treinamento BIC

SÉRIE 1 - ROTAÇÃO		
Nº	Velocidade (º/s)	Tipo
1	20	Anti-horário
2	20	Anti-horário
3	20	Anti-horário
4	20	Anti-horário
5	30	Anti-horário
6	30	Anti-horário
7	30	Anti-horário
8	30	Anti-horário
9	40	Anti-horário
10	40	Anti-horário
11	40	Anti-horário
12	40	Anti-horário
13	20	Horário
14	20	Horário
15	20	Horário
16	20	Horário
17	30	Horário
18	30	Horário
19	30	Horário
20	30	Horário
21	40	Horário
22	40	Horário
23	40	Horário
24	40	Horário

SÉRIE 2 - TRANSLAÇÃO		
Nº	Velocidade (cm/s)	Tipo
1	20	Direita
2	20	Direita
3	20	Direita
4	20	Direita
5	30	Direita
6	30	Direita
7	30	Direita
8	30	Direita
9	40	Direita
10	40	Direita
11	40	Direita
12	40	Direita
13	20	Esquerda
14	20	Esquerda
15	20	Esquerda
16	20	Esquerda
17	30	Esquerda
18	30	Esquerda
19	30	Esquerda
20	30	Esquerda
21	40	Esquerda
22	40	Esquerda
23	40	Esquerda
24	40	Esquerda

SÉRIE 3 - ROTAÇÃO + TRANSLAÇÃO		
Nº	Velocidade (º/s - cm/s)	Tipo
1	20	Horário / Direita
2	20	Horário / Direita
3	20	Horário / Direita
4	20	Horário / Direita
5	30	Horário / Direita
6	30	Horário / Direita
7	30	Horário / Direita
8	30	Horário / Direita
9	40	Horário / Direita
10	40	Horário / Direita
11	40	Horário / Direita
12	40	Horário / Direita
13	20	Anti-horário / Esquerda
14	20	Anti-horário / Esquerda
15	20	Anti-horário / Esquerda
16	20	Anti-horário / Esquerda
17	30	Anti-horário / Esquerda
18	30	Anti-horário / Esquerda
19	30	Anti-horário / Esquerda
20	30	Anti-horário / Esquerda
21	40	Anti-horário / Esquerda
22	40	Anti-horário / Esquerda
23	40	Anti-horário / Esquerda
24	40	Anti-horário / Esquerda

ANEXO 2 – Protocolo de treinamento AIC

SÉRIE 1 - ROTAÇÃO		
Nº	Velocidade (º/s)	Tipo
1	40	Horário
2	20	Anti-horário
3	40	Anti-horário
4	20	Horário
5	40	Horário
6	30	Anti-horário
7	30	Horário
8	20	Anti-horário
9	20	Horário
10	30	Anti-horário
11	20	Anti-horário
12	40	Horário
13	20	Horário
14	30	Anti-horário
15	40	Anti-horário
16	30	Horário
17	30	Anti-horário
18	20	Horário
19	40	Anti-horário
20	30	Horário
21	40	Anti-horário
22	30	Horário
23	40	Horário
24	20	Anti-horário

SÉRIE 2 - TRANSLAÇÃO		
Nº	Velocidade (cm/s)	Tipo
1	40	Esquerda
2	20	Direita
3	40	Direita
4	20	Esquerda
5	40	Esquerda
6	30	Direita
7	30	Esquerda
8	20	Direita
9	20	Esquerda
10	30	Direita
11	20	Direita
12	40	Esquerda
13	20	Esquerda
14	30	Direita
15	40	Direita
16	30	Esquerda
17	30	Direita
18	20	Esquerda
19	40	Direita
20	30	Esquerda
21	40	Direita
22	30	Esquerda
23	40	Esquerda
24	20	Direita

SÉRIE 3 – ROTAÇÃO + TRANSLAÇÃO		
Nº	Velocidade (º/s - cm/s)	Tipo
1	40	Anti-horário / Esquerda
2	20	Horário / Direita
3	40	Horário / Direita
4	20	Anti-horário / Esquerda
5	40	Anti-horário / Esquerda
6	30	Horário / Direita
7	30	Anti-horário / Esquerda
8	20	Horário / Direita
9	20	Anti-horário / Esquerda
10	30	Horário / Direita
11	20	Horário / Direita
12	40	Anti-horário / Esquerda
13	20	Anti-horário / Esquerda
14	30	Horário / Direita
15	40	Horário / Direita
16	30	Anti-horário / Esquerda
17	30	Horário / Direita
18	20	Anti-horário / Esquerda
19	40	Horário / Direita
20	30	Anti-horário / Esquerda
21	40	Horário / Direita
22	30	Anti-horário / Esquerda
23	40	Anti-horário / Esquerda
24	20	Horário / Direita

ANEXO 3 – Sequência de tentativas nos testes

PÓS-TESTE / RETENÇÃO		
Tentativa	Velocidade (º/s - cm/s)	Tipo
1	20	Horário
2	20	Direita
3	40	Anti-horário
4	20	Anti-horário / Esquerda
5	40	Horário / Direita
6	30	Direita
7	40	Esquerda
8	30	Horário
9	30	Anti-horário / Esquerda
10	20	Anti-horário
11	20	Esquerda
12	40	Horário
13	20	Horário / Direita
14	40	Anti-horário / Esquerda
15	30	Esquerda
16	40	Direita
17	30	Anti-horário
18	30	Horário / Direita

	TESTES DE TRANSFERÊNCIA		
	Tentativa	Velocidade (º/s - cm/s)	Tipo
DUAL	1	40	Direita + tarefa dual
	2	40	Horário + tarefa dual
	3	40	Anti-horário / Esquerda + tarefa dual
	4	40	Anti-horário + tarefa dual
	5	40	Horário / Direita + tarefa dual
	6	40	Esquerda + tarefa dual
VELOCIDADE	1	50	Direita
	2	50	Horário
	3	50	Anti-horário / Esquerda
	4	50	Anti-horário
	5	50	Horário / Direita
	6	50	Esquerda