UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Efeito da demanda de estabilidade de tarefa manual no controle postural
dinâmico sobre base de suporte oscilatória

Joane de Figueiredo Serpa Coutinho

São Paulo
2018

JOANE DE FIGUEIREDO SERPA COUTINHO

Efeito da demanda de estabilidade de tarefa manual no controle postural
dinâmico sobre base de suporte oscilatória

VERSÃO CORRIGIDA

(versão original disponível no Serviço de Biblioteca)

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Estudos Socioculturais e Comportamentais da Educação Física e Esporte

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

São Paulo

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.

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Coutinho, Joane de Figueiredo Serpa

Efeito da demanda de estabilidade de tarefa manual no controle postural dinâmico sobre base de suporte oscilatória / Joane de Figueiredo Serpa Coutinho. -- São Paulo : [s.n.], 2018.
72p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

1. Controle postural 2. Estabilidade 3. Equilíbrio I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: COUTINHO, Joane de Figueiredo Serpa

Título: Efeito da demanda de estabilidade de tarefa manual no controle postural dinâmico sobre base de suporte oscilatória

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico esta dissertação em memória à minha mãe Rosa Luci.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me colocar neste caminho, e me dar forças e determinação para seguir em frente.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira por me receber em seu laboratório, pela oportunidade de desenvolver esse estudo, pelos ensinamentos, pela paciência e pela disponibilidade sempre.

Agradeço ao meu companheiro Cássio por me apoiar, incentivar, me dar forças e compreender minha ausência nos finais de semana e em suas férias, especialmente nos momentos finais da conclusão deste trabalho. Além de me fazer compreender o movimento humano de forma única.

Agradeço ao apoio da minha família, incluindo meu pai Antônio Fernando, minhas irmãs Samantha e Sabrina, e minha mãe Rosa que ainda em vida, me incentivou e torceu por mim neste processo. Amo vocês demais!

Agradeço a todos os membros do laboratório por preencherem este ambiente sempre com bons momentos de amizade, parceria, apoio e muitas risadas! Especialmente ao Daniel por ensinar sempre com paciência e bom humor imensuráveis, todos os conhecimentos necessários para construção desse trabalho, tendo colaboração fundamental na coleta e análise dos dados. Além de ter presenteado o nosso laboratório com uma máquina de café expresso, tornando nossos dias ainda mais agradáveis! Agradeço à Fernanda, minha companheira e “sócia” de café, pelos bons momentos, conversas e pelas inúmeras ajudas especialmente na fase de conclusão. Ao Raymundo, pelas dicas, incentivo e amizade.

Agradeço aos amigos e alunos que estiveram na torcida pelo meu sucesso neste trabalho. Em especial às minhas amigas Anna Buehler e Barbara Lito por me receberem de braços abertos e me darem forças em momentos tão difíceis.

Aos voluntários que participaram, muito obrigada! Sem vocês esse estudo não seria possível.

Agradeço à Carla Rinaldin pela elaboração da figura representativa da tarefa.

Agradeço aos professores das disciplinas que cursei pelos conhecimentos transmitidos, que contribuíram na minha formação e na elaboração deste trabalho.

Agradeço aos professores, Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, Prof. Dr. Luis Mochizuki e Prof. Dr. Paulo Barbosa de Freitas Júnior, pela participação na banca de qualificação e pelos comentários e críticas enriquecedores para este trabalho.

Aos funcionários da biblioteca, em especial o Sérgio, por estarem sempre dispostos a ajudar.

“O que verdadeiramente somos é aquilo que o impossível cria em nós.”
Clarice Lispector

RESUMO

COUTINHO, J.F.S. **Efeito da demanda de estabilidade de tarefa manual no controle postural dinâmico sobre base de suporte oscilatória.** 2018. 72 f. Dissertação (mestrado em ciências). Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

Estudos prévios têm indicado que o aumento da demanda de estabilidade manual induz maior estabilidade do equilíbrio corporal no controle das posturas quieta e perturbada. O presente estudo teve por objetivo avaliar o efeito da demanda de estabilidade imposta por uma tarefa manual sobre a regulação postural dinâmica em função da frequência de oscilação da base de suporte. Participaram desse estudo 20 estudantes universitários de ambos os sexos. A tarefa consistiu em manter um cilindro o mais estável possível sobre uma bandeja enquanto o equilíbrio em postura ereta era mantido em translações sinusoidais contínuas da plataforma móvel por 1 min., nas frequências de 0,4 Hz (baixa) ou 1 Hz (alta). A demanda de estabilidade manual foi manipulada por meio da disposição do cilindro. Na condição chamada de alta restrição (AR), o cilindro foi apoiado sobre sua face circular; na condição chamada de baixa restrição (BR), o cilindro foi apoiado sobre sua face plana. Os resultados mostraram que AR induziu menores amplitudes de oscilações de cabeça, centro de massa e bandeja na frequência de 0,4 Hz, porém não na frequência de 1 Hz. A análise das variáveis de coordenação revelou que na frequência de 0,4 Hz, AR levou a maiores valores de fase relativa entre as rotações cíclicas de tornozelo-quadril e tornozelo-ombro, como também na coordenação entre CM-plataforma e CP-plataforma. As análises mostraram que a condição de alta restrição também afetou o controle postural e manual na frequência de oscilação de 1 Hz, com aumento da amplitude de oscilação de CP e de rotações do ombro. Estes resultados sugerem que o controle postural dinâmico é regulado em diferentes parâmetros de maneira integrada e flexível, com interação recíproca entre os componentes da tarefa manual e postural, para atender à demanda de estabilidade imposta por uma tarefa posturomanual.

Palavras-chave: tarefa dupla; equilíbrio dinâmico; controle posturomanual; estabilidade manual; plataforma oscilatória.

ABSTRACT

COUTINHO, J.F.S. **Effect of manual task steadiness constraints on dynamic postural control while standing on an oscillating base of support.** 2018. 72 p. Master Thesis (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

Previous studies have indicated that increased steadiness constraints given by a manual task leads to gains of postural stability in quiet and perturbed standing. The aim of the present study was to evaluate the effects of manual task constraints on the regulation of dynamic postural control according to the frequency of sinusoidal translations of the base of support. Twenty university students performed a dual posturomanual task consisting of maintaining a cylinder on a handheld tray as stable as possible while maintaining the dynamic upright balance on a platform oscillating in sinusoidal translations at 0.4 Hz (low) or 1 Hz (high) frequencies during intervals of 1 min. The effects of manual task were studied through the manipulation of task constraint conditions set by positioning the cylinder supported on its round or flat side, corresponding respectively to high (HC) and low (LC) manual task constraints. Results showed that HC led to reduced oscillation amplitudes of the head, center of mass, and tray at 0.4 Hz, but not at 1 Hz. The coordination variables indicated that at 0.4 Hz, HC led to increased relative phase values between ankle-shoulder and hip-shoulder rotations, as also between center of mass-feet and center of pressure-feet oscillations in the slow oscillation frequency. Further analyses showed that the high manual task constraint also affected variables related to both postural and manual task components at 1 Hz, with increased center of pressure and shoulder rotation amplitudes of oscillation. These results suggest that dynamic postural control is regulated through different parameters in a flexible and integrated way in order to attend the stability demands imposed by a posturomanual task.

Keywords: dual task; dynamic balance; posturomanual control; manual steadiness; oscillating platform.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação esquemática da tarefa manual em baixa e alta restrição em base de suporte oscilatória.....	41
Figura 2 - Curvas representativas do deslocamento do CM e CP na oscilação anteroposterior da plataforma, nas frequências de 0,4 Hz e 1 Hz, para uma tentativa de um participante na condição BR.....	44
Figura 3 - Média e erro padrão da amplitude angular de oscilação das articulações do ombro, quadril e tornozelo, nas condições de baixa e alta restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz.....	45
Figura 4 - Média e erro padrão das amplitudes de oscilação linear de bandeja, cabeça, CM e CP nas condições de baixa e alta restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz.....	46
Figura 5 - Média e erro padrão da fase relativa entre plataforma e cabeça, plataforma e CM, plataforma e CP, tornozelo e ombro, quadril e ombro e quadril e tornozelo, nas condições de baixa e alta restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento da bandeja.....	63
Tabela 2 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento da bandeja.....	63
Tabela 3 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento da cabeça.....	64
Tabela 4 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento da cabeça.....	64
Tabela 5 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento do CM.....	65
Tabela 6 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM.....	65
Tabela 7 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento do CP.....	66
Tabela 8 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do ombro.....	66
Tabela 9 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do quadril.....	67
Tabela 10 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do tornozelo.....	67
Tabela 11 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre cabeça-plataforma.....	68
Tabela 12 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre CM-plataforma.....	68
Tabela 13 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre CM-plataforma.....	69
Tabela 14 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre CP-plataforma.....	69
Tabela 15 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre CP-plataforma.....	70

Tabela 16 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre tornozelo-ombro.....	70
Tabela 17 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre tornozelo-ombro.....	71
Tabela 18 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre quadril-ombro.....	71
Tabela 19 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre quadril-ombro.....	72
Tabela 20 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre quadril-tornozelo.....	72

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVO	18
3	HIPÓTESE	19
4	REVISÃO DA LITERATURA	20
	4.1 Controle postural com oscilação contínua da base de suporte	21
	4.2 Integração entre controle postural e tarefa manual	31
5	MÉTODO	40
	5.1 Participantes.....	40
	5.2 Tarefa e equipamentos.....	40
	5.3 Delineamento experimental e procedimentos.....	41
	5.4 Análise de dados	42
	5.4.1 Variáveis dependentes	43
6	RESULTADOS.....	43
7	DISCUSSÃO	49
	7.1 Influência da frequência de oscilação da plataforma no controle da postura.....	50
	7.2 Influência da restrição da tarefa manual no controle da postura dinâmica	52
8	CONCLUSÕES	56
	REFERÊNCIAS	58
	ANEXO	63

1 INTRODUÇÃO

O estudo da postura dinâmica tem sido feito por meio de manipulação de frequência de translações contínuas da base de suporte. Para a manutenção do equilíbrio nesse contexto, o sistema projeta as correções a partir da trajetória do centro de massa (CM), realizando em seguida as correções em função do ângulo das articulações. As estratégias posturais expressam dois padrões distintos, típicos de frequências altas e baixas de oscilação. Em baixas frequências ($\leq 0,5$ Hz) há maior deslocamento linear do tronco e da cabeça, com menor deslocamento angular de tornozelo e quadril. Maiores são os deslocamentos angulares de tornozelo, quando comparados aos de quadril, manifestando um padrão em pêndulo invertido definido pela estratégia de tornozelo. Em altas frequências ($\geq 0,5$ Hz), ocorre maior deslocamento angular dessas articulações, fazendo com que a cabeça e o tronco se fixem no espaço. Neste caso, maiores são os deslocamentos angulares de quadril em relação aos de tornozelo, originados a partir da estratégia de quadril, definindo dessa forma, um padrão de deslocamento em pêndulo. À medida que a frequência da plataforma aumenta, os valores de CM se tornam menores e os valores de centro de pressão (CP) maiores, no sentido de minimizar o deslocamento corporal e preservar a estabilidade postural (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a).

A manutenção da postura em ambiente dinâmico é essencial para a produção de movimentos voluntários, nos quais frequentemente se inserem tarefas manuais com objetivos diversos, tais como alcançar, manipular ou equilibrar um objeto com as mãos em postura ereta. Esse controle, em que um indivíduo se esforça em integrar e coordenar uma tarefa suprapostural, no sentido de permitir que a mesma seja realizada enquanto o equilíbrio postural é mantido, se caracteriza por *tarefa dupla* (HADDAD *et al.*, 2012; HADDAD *et al.*, 2013). O controle da postura normalmente é uma tarefa bem aprendida entre indivíduos saudáveis, sendo um processo automático devido à baixa demanda atencional necessária para se manter na posição ereta. Entretanto, no momento em que uma tarefa suprapostural é introduzida, a manutenção da estabilidade postural é desafiada pelo aumento da carga atencional envolvida para desempenhar a segunda tarefa. Contudo, a capacidade que um indivíduo possui em processar informações é limitada, e quando tarefas posturais e supraposturais são realizadas simultaneamente, a atenção se divide entre as duas tarefas, resultando na alteração do desempenho de uma no momento em que a atenção é direcionada para a execução da outra (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2001; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002; HUANG *et al.*, 2010; FUJITA, 2016).

Grande parte dos estudos que envolvem tarefas duplas relaciona-se com a aplicação de tarefa cognitiva, com seus resultados apontando para perda de estabilidade na tarefa postural quando associada a uma tarefa de recuperação de informação da memória (FUJITA, 2016), contagem numérica (CAVANAUGH, 2007; NEGAHBAN, 2015; COELHO *et al.*, 2016; MUJDECIA, 2016) ou ainda alterações na marcha e na postura quieta ao digitar, conversar e ouvir música no celular (KAO *et al.*, 2015; LAATAR *et al.*, 2017), por exemplo. Resultados distintos, porém, e de particular interesse para esse estudo, têm sido encontrados em situações em que a tarefa dupla compreende a combinação entre controle postural e tarefa motora. Morioka *et al.* (2005) investigaram o controle da postura quieta associado a uma tarefa voluntária de equilibrar um copo com água apoiado em uma bandeja em comparação a sustentar um objeto de mesma massa sobre a bandeja. Eles encontraram que as oscilações posturais foram menores quando a tarefa manual correspondeu a manter o copo com água sobre a bandeja. Madehkhaksar e Egges (2016) encontraram resultados semelhantes na tarefa dinâmica de subir degraus ao equilibrar simultaneamente uma caneca cheia de água. Os resultados apontaram que a velocidade da marcha foi reduzida em função da tarefa manual, devido à estabilidade manual exigida e à atenção direcionada para desempenhar a tarefa sem que a água fosse derramada. Wulf *et al.* (2004) observaram menores oscilações corporais quando o foco de atenção (externo) era direcionado à estabilidade da tarefa manual de equilibrar um bastão e na prática de manter uma bolinha no centro de um tubo sustentado horizontalmente com as duas mãos (WULF *et al.*, 2003) durante o controle do equilíbrio dinâmico em base de suporte instável. Estudos envolvendo postura quieta associada a diferentes tipos de tarefas manuais com precisão no alcançar (HADDAD *et al.*, 2006; HADDAD *et al.*, 2010), rastrear ou acertar um alvo (ERA *et al.*, 1996; BALASUBRAMANIAM *et al.*, 2000; MONONEN *et al.*, 2007; KO *et al.*, 2017b, a), manipulação de carga na força de preensão (HUANG *et al.*, 2010; HUANG e HWANG, 2013; USTINOVA e LANGENDERFER, 2013), malabarismo com bolas (RODRIGUES *et al.*, 2016) e tocar bimanualmente um instrumento musical de percussão (AMADO *et al.*, 2016) também mostram que a estabilidade exigida para executar tais tarefas leva a ajustes favoráveis à redução da oscilação da postura.

A literatura ainda aponta que o controle da postura pode ser afetado de maneiras distintas quando submetido a diferentes demandas de estabilidade da tarefa manual. Tal associação permite observar os efeitos da alta restrição da tarefa manual tanto na estabilidade dos membros superiores como no controle do equilíbrio. Recentemente, foram realizados estudos envolvendo controle de uma tarefa voluntária em diferentes contextos de restrição

associados ao controle da postura perturbada (DE LIMA *et al.*, 2009; DE LIMA *et al.*, 2010; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2012; PAPEGAAIJ *et al.*, 2012; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2014; COELHO *et al.*, 2016). Nesses estudos, uma perturbação imprevisível era imposta aos participantes no momento em que mantinham um cilindro o mais estável possível em cima de uma bandeja em dois contextos: alta restrição, com cilindro apoiado sobre a face curva; e baixa restrição, sem cilindro (DE LIMA *et al.*, 2010) ou com cilindro apoiado sobre a superfície plana (DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2012; PAPEGAAIJ *et al.*, 2012; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2014). Os participantes deviam ajustar a postura dentro de cada contexto de acordo com a demanda de estabilidade imposta pela tarefa manual e à perturbação postural.

Os principais resultados desses estudos mostraram que a alta restrição da tarefa manual induziu menor perturbação da postura, dada pela adaptação nas respostas posturais permitindo um aumento na estabilidade dos membros superiores. O controle da tarefa manual em alta restrição foi marcado pela maior estabilidade dos membros superiores caracterizada por menores deslocamentos dos ombros e menor velocidade da bandeja. Além desses resultados foi encontrada diminuição da amplitude de flexão articular do quadril e tornozelo e, na velocidade de oscilação do tronco que em conjunto, permitiram um melhor controle do cilindro na bandeja durante a perturbação (COELHO *et al.*, 2016). As análises de De Lima-Pardini *et al.* (2014) mostraram variações na latência e na magnitude muscular, assim como na coordenação interarticular entre ombro e quadril em função do contexto da tarefa, sem, no entanto, ocorrerem alterações na amplitude do CP. Este comportamento sugere que a estabilidade postural foi mantida independentemente das estratégias posturais adotadas em função da restrição da tarefa manual. De Lima *et al.* (2009) observaram que a alta restrição gerou ajustes posturais mais rápidos na tarefa manual, com sinergias específicas geradas de acordo com a direção da perturbação, com ajuste proximal (ombro) na perturbação anterior e ajuste distal (joelho e tornozelo) na perturbação posterior.

De Lima *et al.* (2010) encontraram que a modulação na magnitude do deslocamento das articulações mostrou ter um papel funcional ao contexto de restrição da tarefa. Na condição de alta restrição, foram encontrados menores valores nas articulações mais próximas ao plano da tarefa manual, para assim alcançar melhor desempenho em manter o cilindro imóvel sobre a bandeja. Ao mesmo tempo, um proporcional aumento do deslocamento angular do tornozelo na condição de alta restrição foi observado, relacionando a uma possível compensação dada pelo deslocamento limitado de quadril e joelhos durante a estabilização da postura após perturbação. Esse comportamento é proposto pelos autores como uma integração funcional entre as tarefas, em que o aumento da estabilidade manual gerada pela alta restrição

da tarefa voluntária leva à otimização das respostas posturais, assim como a estabilização do equilíbrio corporal proporciona a otimização na estabilidade manual, revelando assim que os componentes da tarefa postural e suprapostural interagem como uma unidade única de coordenação.

Os estudos mencionados nesta sessão indicam que o controle da postura quieta e perturbada é alterado quando se realiza simultaneamente uma tarefa manual. Além disso, a literatura aponta que tanto a estabilidade postural como a estabilidade dos membros superiores pode variar em função da demanda de equilíbrio da tarefa manual. No entanto, são escassas as evidências na literatura sobre o efeito da demanda de estabilidade de uma tarefa manual durante o controle da postura dinâmica em movimentos translacionais da base de suporte. Visto que o controle postural manifesta padrões distintos entre alta e baixa frequência de translações da plataforma móvel, espera-se que o efeito da demanda da tarefa manual também seja distinto entre essas frequências.

2 OBJETIVO

O presente estudo tem por objetivo avaliar o efeito da demanda de estabilidade imposta por uma tarefa manual sobre a regulação postural dinâmica em função da frequência de oscilação da base de suporte.

3 HIPÓTESE

A hipótese formulada para esse estudo é de que a demanda de estabilidade de uma tarefa manual afeta o controle postural dinâmico no desempenho de tarefa posturo-manual.

4 REVISÃO DA LITERATURA

A partir do momento em que os humanos adotaram a postura ereta e liberaram o uso das mãos para se locomover, uma maior estatura foi adquirida e a manutenção da postura que anteriormente era distribuída em quatro apoios, passou a ser controlada apenas pelo apoio dos pés. Em função desses fatores, o centro de massa tornou-se mais alto e a base de suporte menor, gerando uma postura mais instável e, portanto, mais vulnerável às perturbações do meio ambiente, quando comparada à postura quadrúpede. Por outro lado, a manutenção da postura ereta proporcionou liberdade do uso das mãos, permitindo que diversas habilidades motoras manuais pudessem ser desenvolvidas assim como a confecção e utilização de ferramentas. Como resultado, as exigências de equilíbrio impostas pela postura bípede e o ganho de destreza nos movimentos manuais pelo uso de ferramentas foram os grandes responsáveis no processo de evolução da cognição humana, dada pela expansão do córtex cerebral e aceleração do desenvolvimento e controle dos níveis superiores de processamento, como atenção e consciência (MORIOKA *et al.*, 2005; SKOYLES, 2006).

Tanto humanos quanto primatas possuem semelhantes redes neurais e esquemas motores que envolvem habilidades de manipulação e uso de ferramentas. Apesar dessas similaridades, somente os humanos possuem áreas corticais especializadas que dão suporte para especificidade e o uso habilidoso de ferramentas manuais, especificamente por partes mais ventrais do córtex parietal, inexistentes nas outras espécies de homínídeos. Enquanto o uso de ferramentas por primatas ocorre ocasionalmente em seu habitat, os humanos se empenham espontaneamente na manipulação de objetos e aplicam amplamente em seu dia-a-dia, além de possuírem a habilidade de construir uma ferramenta para a criação de outras (REYNAUD *et al.*, 2016). Apesar de outras espécies ao longo da evolução terem adotado o apoio bipodal para estabilização e locomoção, somente os seres humanos utilizam seus membros superiores exclusivamente fora do contexto da locomoção, tais como em tarefas de manipular, arremessar, carregar objetos e gesticular, dando-lhes a devida especialização e diferenciando-os das outras espécies (SKOYLES, 2006).

Manter a postura ereta é uma tarefa inerentemente instável e suscetível à queda, devido à pequena base de suporte associada a um centro de gravidade (CG) relativamente alto. Permanecer estável na postura bipodal estática requer que o centro de massa (CM) seja projetado verticalmente acima da sua base de suporte, e para evitar a perda de equilíbrio o corpo precisa gerar constantes compensações através dos ajustes posturais controlados pelo sistema nervoso central (SNC). Durante a organização dos movimentos a postura atua como

um modelo de referência servindo de base para que os movimentos sejam organizados e executados. A função antigravitacional do controle postural promove o suporte mecânico necessário para que o equilíbrio seja mantido através da firmeza das articulações, que permite resistir à gravidade (MASSION, 1998; SKOYLES, 2006; HADDAD *et al.*, 2013).

Para realizar qualquer movimento voluntário, como numa tarefa manual, o primeiro passo consiste em selecionar o segmento corporal a ser usado, como uma referência intrínseca para desempenhar a ação. Nesse caso, o eixo vertical entre a cabeça e o tronco é utilizado como base para o sistema calcular a posição do alvo, avaliar a posição dos dedos em relação ao tronco e por fim planejar a trajetória da mão em direção ao alvo. Em tarefas bimanuais, por exemplo, o sistema utiliza padrão semelhante, onde um braço serve de referência para o outro. Movimentos perturbam potencialmente o equilíbrio, e isso ocorre devido às forças internas geradas pela ação muscular envolvida e devido ao deslocamento do CG que promove mudanças na geometria dos segmentos corporais levando ao desequilíbrio. Portanto, é fundamental que as funções posturais sejam preservadas durante a execução dos movimentos e para isso o sistema nervoso central (SNC) atua de duas maneiras: através das informações detectadas pelo sistema sensorial, que podem ser controladas em um nível mais central; e através do controle postural antecipatório (APA), que ocorre antes do início da perturbação gerada pelo próprio movimento, capaz de inibir a perturbação e permitir que o movimento seja controlado adequadamente no momento que é executado (MASSION, 1998).

4.1 Controle postural com oscilação contínua da base de suporte

A adaptação das respostas posturais consiste principalmente na definição de uma estratégia motora que possa ser mais apropriada à demanda de controle com mínimo gasto energético necessário à tarefa. Parte desse processo consiste nas alterações graduais do uso das informações extraídas via feedback para o controle via *feedforward*. Repetições contínuas do deslocamento da base de suporte permitem que o SNC construa ou atualize modelos internos para aprimorar o controle postural. Esse aprimoramento é dado a partir da programação e reprogramação do movimento (*feedforward*) elaborada através da comparação contínua (feedback) entre o movimento realizado e o movimento desejado (DIETZ *et al.*, 1993; DE NUNZIO *et al.*, 2005). Durante a tarefa dinâmica, o sistema realiza a manutenção do equilíbrio como um todo, tendo como referência a configuração espacial do corpo em função da localização do CM, com o objetivo de mantê-lo dentro dos limites de estabilidade. Logo, as correções são projetadas primeiro a partir da trajetória do CM e em seguida, em

função do ângulo das articulações. Esse processo tem sido observado em diversos paradigmas com perturbações anteroposteriores da base de suporte, sendo visto que as correções do CM são realizadas de forma eficiente em função das diversas configurações de deslocamento da plataforma.

Moore et al. (1988) analisaram esses aspectos com perturbações inesperadas em múltiplas direções e verificaram que a direção da perturbação é determinante na especificação da sinergia muscular adotada pelo SNC. Para cada direção em que o participante se posicionou em relação à plataforma observou-se uma organização única das respostas posturais, com amplitudes e *timing* de ativação distintos entre os músculos ou grupos musculares envolvidos. Essas particularidades também foram vistas por Horak e Nashner (1986), ao observarem que para manter o controle do equilíbrio em base de suporte estreita, a ativação muscular do tronco e das pernas ocorria com latência semelhante ao controle em base de suporte ampla. No entanto, a organização dessas ativações era distinta em cada contexto. Diante disso, foi visto que em cada situação o SNC adotava uma estratégia específica, caracterizada por estratégia de quadril, quando em base estreita, ou por estratégia de tornozelo, quando em base ampla. Na primeira, o movimento era gerado a partir da articulação do quadril, tendo a organização das sinergias no sentido proximal-distal, com pouco ou nenhum torque de tornozelo. Na segunda, o movimento se iniciava a partir dos músculos do tornozelo se irradiando no sentido distal-proximal para os músculos da coxa e do tronco.

Esse comportamento se assemelha ao que tem sido encontrado na literatura quando há manipulação de frequência em translações contínuas da plataforma. Apesar da grande variabilidade inter e intrasujeitos (SCHIEPPATI, 2002), basicamente, a literatura mostra que diferentes amplitudes de CM e CP, e diferentes modos de coordenação articular especificam dois padrões posturais que surgem claramente em função da frequência de oscilação. Em baixas frequências ($\leq 0,5$ Hz) esse padrão é caracterizado por maior deslocamento linear do tronco e da cabeça, com menor rotação das articulações de tornozelo e quadril. Maiores são os deslocamentos angulares de tornozelo, quando comparados aos de quadril, manifestando um padrão em pêndulo invertido definido pela estratégia de tornozelo. Em frequências mais elevadas ($\geq 0,5$ Hz), ocorre maior rotação dessas articulações, fazendo com que a cabeça e o tronco se fixem no espaço. Neste caso, maiores são os deslocamentos angulares de quadril em relação aos de tornozelo, originados a partir da estratégia de quadril, definindo dessa forma, um padrão de deslocamento em pêndulo. À medida que a frequência da plataforma aumenta, os valores de CM se tornam menores e os valores de CP maiores, no sentido de minimizar o

deslocamento corporal e preservar a estabilidade postural evitando possível queda. Translações contínuas da plataforma associadas à alta frequência de oscilação, geram um aumento de mobilidade articular nos membros inferiores que dissipa a energia fornecida pelas translações no sentido ascendente facilitando assim, o controle do tronco e da cabeça (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a).

Com o foco em analisar os graus de liberdade envolvidos nesses padrões, KO *et al.* (2001) utilizaram 18 combinações entre amplitude (10, 16 e 23 cm) e frequência (0,19, 0,38, 0,54, 0,92, 1,28 e 1,64 Hz) de translações anteroposteriores. Através dessa ampla configuração da base de suporte, quatro modos de coordenação foram identificados, sendo eles: 1) modo rígido, 2) modo tornozelo, 3) modo tornozelo-quadril e 4) modo tornozelo-quadril Joelho. O modo rígido, encontrado na frequência de 0,19 Hz, se assemelha ao modo pêndulo invertido classificado anteriormente por Buchanan e Horak (1999) e Corna *et al.* (1999), enquanto que os modos de coordenação tornozelo-quadril, encontrado em 0,92 Hz, e tornozelo-quadril Joelho, acima de 0,92 Hz, se assemelham ao padrão em pêndulo manifestado em altas frequências de oscilação. Os resultados mostraram que o sistema postural explora os graus de liberdade disponíveis a fim de preservar a estabilidade da postura em resposta às mudanças dinâmicas na base de suporte. Em baixas frequências, os graus de liberdade se encontram contidos e à medida que a frequência aumenta essa contenção é liberada sistematicamente com mobilidade articular recrutada na seguinte ordem: tornozelo (>0,38 Hz), quadril (>0,54 Hz) e joelho (>0,73 Hz), sendo introduzidos maiores acoplamentos articulares (tornozelo < tornozelo-quadril < tornozelo-quadril Joelho), resultando em diferentes modos de coordenação (KO *et al.*, 2003). Para as translações lentas o equilíbrio do corpo era mantido pelo enrijecimento das articulações, especialmente dos tornozelos. Aparentemente, esse enrijecimento foi o que proporcionou a manutenção do centro de massa dentro dos limites de estabilidade, pois as forças inerciais que atuam no corpo em baixa frequência são mínimas. Entretanto, em altas frequências de translação, o enrijecimento dos tornozelos se tornou desvantajoso, uma vez que maior instabilidade foi gerada pelo aumento dessas forças inerciais. Rotações de tornozelo ocorreram para dissipar as forças induzidas pela plataforma, no entanto, somente movimentos compensatórios de tornozelo não foram suficientes para dissipar a energia gerada pelo aumento das forças inerciais, sendo necessário, portanto, o recrutamento de quadril e joelhos.

Ko *et al.* (2013) utilizaram protocolo semelhante, com 3 diferentes frequências (0,2, 0,6 e 1 Hz) amplitudes (9, 16 e 23 cm) de deslocamento da plataforma. Suas análises revelaram que o número dos graus de liberdade dinâmicos controlados no espaço reduziu em

função do aumento da frequência de oscilação da plataforma. Uma mudança no número dos componentes principais indicou que a organização dinâmica da coordenação postural é qualitativamente diferente nas condições de baixa em relação às condições de alta frequência em termos da dimensão requerida na organização da coordenação postural, e da contribuição individual dos componentes dos graus de liberdade de cada articulação e suas respectivas sinergias envolvidas nesta organização. Estes aspectos também foram vistos em função da prática (KO e NEWELL, 2015), ao se mostrar que o número dos graus de liberdade dinâmicos foi reduzido com a prática particularmente nas condições de alta frequência de oscilação. Tanto a prática como a alta frequência de oscilação contribuíram para a redução do número de graus de liberdade na organização dos movimentos compensatórios no controle do equilíbrio, estando relacionadas à melhora das sinergias de quadril e tornozelo com menor variabilidade entre as articulações.

A fim de observar a extensão do controle dos graus de liberdade no momento em que transições de frequência eram aplicadas dentro de uma mesma tentativa, Buchanan e Horak (2001a) manipularam as frequências de oscilação da plataforma com incremento progressivo (0,2 a 1,0 Hz a cada 0,1 Hz) e regressivo (de 1,0 a 0,2 Hz a cada 0,1 Hz). Dados cinemáticos revelaram que a transição ocorreu de forma gradativa entre os dois padrões posturais em função de cada incremento de frequência. Tanto na condição de aumento como na de diminuição de frequências, o deslocamento do CM apresentou gradual redução e aumento, respectivamente. Os deslocamentos de tronco e cabeça foram reduzidos gradualmente do padrão pêndulo invertido até o padrão em pêndulo sem mudança significativa no deslocamento para as frequências de transição $\geq 0,6$ Hz. O aumento da amplitude articular associado ao recrutamento de rotações de quadril e tornozelo mostrou-se gradativo, tendo em 0,2 Hz ausência de movimentos oscilatórios, em 0,4 Hz início das rotações de tornozelo e em 0,6 Hz início das rotações de quadril. Os autores consideraram que transições abruptas estariam relacionadas à instabilidade do sistema, que ocorre em função do aumento da variabilidade de uma ou mais variáveis, neste caso, do tronco e do CM em relação aos pés. Logo, não foram encontradas evidências de instabilidades, e a direção na qual as frequências foram incrementadas foi indiferente. O controle dos graus de liberdade dos membros inferiores ocorreu de forma sutil e gradativa, havendo recrutamento do sentido distal para proximal, com supressão do sentido proximal para distal, possibilitando fluidez na transição entre os padrões posturais sem que o sistema passasse por qualquer perda de estabilidade. Os autores sugerem que SNC é capaz de modular em modo contínuo o deslocamento angular das articulações, o que permite a modulação gradativa da amplitude do CM independentemente do padrão

postural em curso. Com isso, o controle do CM nessa tarefa pode ocorrer como parte de um controle ascendente associado ao controle dos graus de liberdade de cada articulação envolvida. Tomando por base esses aspectos e as diferenças entre os padrões identificados em estudos anteriores (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; KO *et al.*, 2001), os autores mostraram com seus resultados, a importância desse paradigma não somente na identificação das estratégias posturais, mas também sobre a maneira e o momento em que são adotadas e suprimidas durante a adaptação às novas demandas posturais geradas no instante em que a frequência da plataforma é alterada. Outro fator considerado pelos autores que possa ter influenciado os resultados, se refere à redundância da informação sensorial envolvida. Segundo eles, as informações sensoriais provenientes da visão, do sistema somatossensorial e vestibular podem ter contribuído nessa tarefa com diferentes pesos nas diferentes frequências, permitindo um controle mais gradativo no lugar de um controle mais abrupto durante as transições, isento de instabilidades. Essa conclusão surgiu a partir da comparação entre os resultados com e sem informação visual, pois, na condição sem visão o controle nas transições demonstrou instabilidade, especialmente nas altas frequências. As perturbações do equilíbrio podem ser percebidas por diferentes informações sensoriais, tendo cada qual, importante função no controle das respostas posturais, ainda que seja extremamente difícil determinar o papel de cada uma, isoladamente. No controle dinâmico do equilíbrio, estudos (DIETZ *et al.*, 1993; BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; SCHIEPPATI, 2002) apontam sobre a relevância da visão na manutenção da posição fixa da cabeça e do tronco no espaço, enquanto que a informação proprioceptiva pode ser suficiente para produzir um padrão de coordenação estável entre a base de suporte e as pernas. Em estudo com postura perturbada, conduzido por Horak *et al.* (1990), observou-se que a perda somatossensorial induzida por hipóxia isquêmica nos pés e tornozelos resultou em um aumento do uso da estratégia de quadril nas correções posturais de maneira similar à adotada em superfície estreita. A literatura também aponta que a aferência proprioceptiva afetada por neuropatia periférica em diabéticos interfere no controle da postura resultando em grandes atrasos nas respostas do EMG durante perturbação discreta por deslocamento da plataforma (HORAK *et al.*, 2002). Alterações posturais foram encontradas em indivíduos com perda vestibular bilateral, mostrando pouco uso da estratégia de quadril, mesmo quando solicitada na manutenção do equilíbrio em superfícies estreitas (HORAK *et al.*, 1990). No controle dinâmico da postura (BUCHANAN e HORAK, 2001b), com deslocamentos contínuos da base de suporte nas frequências de 0,1, 0,25, 0,5, 0,75, 1,0, e 1,25 Hz, indivíduos com perda vestibular mostraram grande variabilidade no controle da cabeça e do CM, sendo incapazes de

manter o equilíbrio em altas frequências, pelo fato dessa condição exigir o controle fixo da cabeça e menor amplitude de CM. Esses resultados sugerem que as informações sensoriais cutânea e articular dos pés e dos tornozelos podem assumir importante papel na percepção do posicionamento postural mais adequado às restrições biomecânicas da base de suporte e/ou em relação aos pés. A informação vestibular se mostrou necessária no controle do equilíbrio em tarefas que requerem o uso da estratégia de quadril. Especificamente no controle dinâmico, a informação vestibular se mostrou importante para a estabilidade da cabeça e dos movimentos do tronco no espaço, podendo a informação visual e somatossensorial, neste caso, compensar a perda vestibular. Logo, tanto a aferência somatossensorial quanto vestibular podem atuar com importante papel na seleção das estratégias posturais mais adequadas em diferentes contextos.

Para testar o papel da propriocepção no controle da postura dinâmica, De Nunzio et al. (2005) manipularam a aferência sensorial propioceptiva distal e proximal com técnica de vibração em diferentes músculos responsáveis pelo controle da postura. A partir desta manipulação, inferiram qual entrada sensorial se sobressairia durante a repesagem sensorial realizada pelo SNC, ao longo das contínuas perturbações da base de suporte, e como esse efeito poderia afetar a coordenação dinâmica entre cabeça, tronco e membros inferiores. Foram utilizadas alta e baixa frequência da plataforma (0,2 Hz e 0,6 Hz), para analisar o efeito nas diferentes estratégias de equilíbrio. Os resultados indicaram que a vibração muscular não produziu nenhuma perturbação suficientemente desestabilizadora. Os dois padrões pendulares de coordenação não sofreram nenhuma alteração significativa. O deslocamento anteroposterior da cabeça também não sofreu alterações significantes, e a associação entre o deslocamento da cabeça e do tornozelo se manteve alta em 0,2 Hz e baixa em 0,6 Hz. A vibração induziu a inclinação do corpo tanto na postura quieta (controle) como na postura dinâmica. Essa inclinação, seja para frente ou para trás, levava o corpo para os limites de estabilidade dependendo dos músculos que eram estimulados. Porém, a inclinação parece ter sido incorporada pelo sistema de controle, que por sua vez se adaptou ao efeito e realizou as correções normalmente ao longo das translações da plataforma. Apesar da vibração de alguns músculos ter modificado o alinhamento postural, não modificou os mecanismos de ajustes do sistema durante controle dinâmico. Os autores interpretaram essas respostas como se a aferência em Ia que produz sensação de desestabilização e a consequente inclinação seja mantida pela ação dos circuitos espinhais recebendo comandos descendentes de *feedforward* para o restabelecimento do controle do equilíbrio, e mesmo que a estimulação propioceptiva nas fibras Ia possam confundir as informações sensoriais durante o equilíbrio dinâmico, o

SNC “ignora” essa entrada sensorial dando lugar a outras fontes sensoriais de informação como o sistema vestibular, por exemplo, na recuperação do equilíbrio. Apesar da vibração induzida no músculo ser capaz de alterar a orientação postural na postura quieta, quando o equilíbrio é submetido a situações críticas de instabilidade, nesse caso pela oscilação contínua da plataforma, não é afetado pela perturbação proprioceptiva contínua. Essa afirmação desafia a premissa de que a aferência das fibras Ia e o reflexo de estiramento sejam protagonistas na manutenção da postura. As vibrações proprioceptivas tiveram efeito sobre o *timing* da coordenação muscular durante as oscilações. No entanto, não foram fortes o bastante para produzir desequilíbrio. Isto é, durante os deslocamentos da plataforma as respostas antecipatórias se sobressaíram ao controle reflexo proprioceptivo, pois são mais eficientes para suprir a demanda de controle do equilíbrio. Esses resultados condizem com os estudos citados até o momento, sobre a participação de um nível hierárquico de controle em que níveis de alta ordem de processamento do SNC, responsáveis pelas respostas antecipatórias, podem modular os níveis de ordem inferior de processamento, neste caso, responsáveis pelo controle proprioceptivo, na correção da postura dinâmica.

Com base nesses aspectos, diversos estudos têm sido realizados para avaliar a flexibilidade do SNC e as diversas formas de adaptação do controle postural dinâmico quando exposto à variação de frequência da plataforma de força. Um resultado marcante que tem sido apresentado na literatura sobre o processo de adaptação em deslocamentos contínuos da base de suporte é a progressiva diminuição da atividade muscular enquanto o CM é mantido ao longo das oscilações. Dietz et al. (1993) observaram esse comportamento ao investigarem o papel da programação central na adaptação e compensação das respostas posturais ao incremento aleatório progressivo e regressivo de frequência (0,25, 0,33 e 0,5 Hz). Seus resultados apontaram que a adaptação nas respostas articulares e neuromusculares foi encontrada após a mudança de frequência, entre o terceiro e o quarto ciclo de oscilação da plataforma. Após esse período, não ocorreram mais mudanças significativas nas medidas observadas. Nas transições entre as frequências extremas (de 0,25 Hz para 0,5 Hz e vice-versa) a adaptação perdurou por mais ciclos do que em transições entre frequências mais próximas (0,25 Hz para 0,33 Hz e vice-versa). Os autores concluíram que a compensação das forças inerciais produzidas pelo deslocamento da base de suporte foi realizada pela adaptação das respostas posturais principalmente através da programação (*feedforward*) do posicionamento do CG em relação aos pés, tendo os ajustes realizados em função de cada nova frequência da base de suporte. Essa programação teria sido controlada com base no *timing* de ativação dos músculos da perna em relação ao deslocamento da cabeça, e da rotação

da articulação do tornozelo, sem descartar possível participação, ainda que menos significativa, de propriocepção muscular e dos reflexos vestibulo-espinhais. Fujiwara et al. (2007) avaliaram as adaptações posturais dinâmicas através da velocidade das flutuações do CP, comparando o sexo entre os participantes com idades entre 18 e 79 anos. Em seu estudo foram utilizados frequência e deslocamentos fixos da plataforma, de 0,5 Hz e 2,5 cm, respectivamente, ao longo de 1 minuto. Os resultados mostraram que todos os grupos apresentaram redução significativa na velocidade média das flutuações do CP ao longo das 5 tentativas. Nos jovens, a adaptação do controle postural ocorreu na terceira tentativa, marcada pela melhora da estabilidade postural, apresentando um platô na quarta e na quinta tentativas, sem mais modificações. Digno de nota foram os participantes que apresentaram alta velocidade do CP na primeira tentativa, mostraram adaptações somente a partir da quinta tentativa, enquanto que os que apresentaram alta estabilidade representada por menor flutuação do CP na primeira tentativa necessitaram de menos tempo para se adaptar. Além disso, os autores identificaram que a capacidade em se adaptar reduz com o envelhecimento, sem diferenças entre os sexos.

Schmid et al. (2011) investigaram as respostas adaptativas através de translações prolongadas (3 min.) em duas frequências de oscilação (0,2 Hz e 0,6 Hz) e posteriormente, apenas na frequência de 0,6 Hz (SCHMID e SOZZI, 2016). Os resultados registrados nesses experimentos revelam progressiva diminuição da atividade muscular enquanto que o deslocamento do CM era mantido ao longo do tempo de exposição às oscilações. No momento inicial essa atividade muscular foi mais marcante devido às respostas reativas do sistema de controle e à inexperiência dos participantes na tarefa. Mas essa condição que inicialmente mostrava ser desafiadora teve progressiva diminuição da atividade muscular até ser alcançado um platô, indicando uma adaptação nas respostas. Na condição de baixa frequência de oscilação, desde o início até o final da tentativa, a amplitude de deslocamento do CM e do CP aumentou consideravelmente na busca de suprir a demanda de controle imposta pela amplitude da plataforma até que os participantes aprendessem a lidar com essa demanda. Ainda em baixa frequência, nos primeiros ciclos de deslocamento a amplitude de oscilação do CM e do CP foi semelhante à que foi observada no início das perturbações em alta frequência. Possivelmente neste momento, o sistema ainda não preconizou os limites de estabilidade em que o CM pode oscilar com segurança. À medida que as perturbações continuaram sendo aplicadas, menor foi o esforço realizado para manter o equilíbrio dentro desses limites, menor foi a atividade muscular e um aumento gradativo ocorreu no deslocamento do CM. Com esses resultados, pode-se inferir que esse processo de adaptação

consistiu em adotar um comportamento passivo frente o deslocamento da plataforma, tendo, portanto, um menor gasto energético. O comportamento do CP e do CM em 0,6 Hz se manteve praticamente constante. A adaptação da atividade muscular teve um decurso temporal similar tanto na alta como na baixa frequência, apesar de as duas frequências implicarem em diferentes quantidades de ciclos de oscilação. Durante a adaptação em condições críticas de estabilidade (alta frequência), a atividade muscular se adaptou o suficiente para manter o CM estável. Em condições mais desafiadoras (0,6 Hz e sem visão) a redução da atividade muscular é acompanhada pela quase invariante amplitude de deslocamento do CM. O segundo estudo (SCHMID e SOZZI, 2016) foi realizado como extensão do primeiro para melhor compreender se a diminuição da atividade muscular durante o processo de adaptação é acompanhada pela mudança na distribuição temporal da atividade muscular e/ou na relação temporal entre CM e CP no padrão de equilíbrio. As autoras analisaram a representação da estratégia adotada dentro de cada ciclo de oscilação, que permitiu investigar a evolução temporal dessas estratégias ao longo de janelas temporais. Os resultados confirmam que a adaptação postural foi caracterizada pela progressiva redução da atividade muscular e com perfil invariante no decurso temporal. A ativação dos músculos posturais ocorreu sempre no mesmo instante, em antecipação ao momento de reversão posterior da plataforma. No primeiro momento a ativação muscular não só foi coordenada com o padrão de oscilação da plataforma, mas também pareceu estar controlada de modo preditivo, antecipando as mudanças de direção. Mesmo na ausência de mudanças no *timing*, a modulação na amplitude da ativação muscular assegurou a constância da amplitude de oscilação do CM. Com a repetição dos ciclos de deslocamento, o SNC prevê as características das perturbações e, com base nisso, utiliza mínima ativação muscular, suficiente para manter o CM estável com menor gasto energético. Esses resultados podem ajudar a compreender melhor a plasticidade dos mecanismos de controle envolvidos em condições desafiadoras no controle da postura, sabendo-se que o controle adaptativo do equilíbrio se baseia na demanda de processamento em tempo real dos riscos de queda envolvidos e no influxo sensorial, minimizando os desafios e o esforço muscular para a manutenção do equilíbrio.

A propriedade cortical do SNC em modular as respostas posturais dinâmicas foi avaliada por Buchanan e Horak (2003) em um interessante estudo envolvendo a habilidade de transitar voluntariamente de um padrão de coordenação a outro investigando o controle voluntário sobre os padrões característicos adotados pelo comportamento postural de forma automática, quando exposto a altas e baixas frequências de oscilação contínua da plataforma. Essa investigação se deu a partir da inversão voluntária do padrão de coordenação esperado,

ou seja, utilizar o padrão de baixas frequências nas altas frequências e vice-versa. As oscilações eram feitas no sentido anteroposterior, nas frequências de 0,2; 0,4; 0,6; 0,8 e 1,0 Hz. Os padrões de coordenação foram denominados: “fixar a cabeça em relação à superfície” (deslocamento em pêndulo invertido, típico de baixas frequências) ou “fixar a cabeça no espaço” (deslocamento em pêndulo, típico de altas frequências) e assim eram instruídos aos participantes. O primeiro se caracterizava pela relação em-fase entre o CP e a plataforma. O segundo se caracterizava por manter cabeça e tronco posicionados no espaço enquanto produzia uma relação anti-fase entre o CP e a plataforma. Para induzir voluntariamente determinado padrão de coordenação, os participantes recebiam instruções baseadas em dicas sensoriais direcionando a atenção para orientações espaciais e alinhamento entre cabeça e seguimentos corporais. Os dados mostram que uma relação de fase apropriada entre CP e plataforma para os dois padrões posturais foi realizada em todas as frequências. Os dois padrões em termos de deslocamento da cabeça, tronco e CM, puderam ser realizados voluntariamente nas frequências $\leq 0,4$ Hz. Os sujeitos frequentemente falhavam ao tentar transitar do padrão fixar cabeça no espaço para o padrão de fixar a cabeça em relação à plataforma, em frequências $\geq 0,6$ Hz. Essa limitação ocorreu em função das restrições biomecânicas causadas pelo aumento da velocidade do CM e pela restrição relacionada à máxima oscilação do corpo diante da alta velocidade da plataforma provocada por altas frequências. Para reproduzir o padrão de fixar a cabeça em relação à plataforma em altas frequências, o sistema de controle postural precisaria inibir o movimento do quadril, tronco e cabeça, que neste caso, oscilam em anti-fase com as pernas. Os dados cinemáticos do tronco revelaram que o padrão fixar cabeça em relação à plataforma só foi possível, na maior parte das tentativas, em frequências $\leq 0,4$ Hz. No entanto, os dados do CP revelam que este padrão pode ser produzido com coordenação em-fase apropriada nas cinco frequências, mesmo quando a estratégia de controle do tronco adotada não era bem-sucedida. Juntos, os dados de amplitude do tronco e do CP revelaram que o aumento da frequência de translação destacou claramente uma independência no processamento de controle entre a ação do tronco e os membros inferiores. Essa separação do controle voluntário entre as partes superior e inferior do corpo revela que o sistema de controle postural é flexível e que esse tipo de processamento permite que o equilíbrio da postura seja mantido mesmo em circunstâncias adversas, tais como quando uma entrada sensorial ou mais é interrompida. Tais interpretações suportam que a participação efetiva de níveis de alta ordem de processamento do SNC em associação com o planejamento motor podem modular os níveis de ordem inferior de processamento do controle postural, a fim de executar um movimento voluntário. Níveis inferiores de controle agem

intrinsecamente dentro dos limites definidos pelo sistema sensorial e pelas restrições biomecânicas. No caso desse estudo, essa atividade se refere à geração de respostas automáticas com determinado padrão de coordenação deflagrada espontaneamente em função de uma determinada frequência. Logo, os níveis superiores de controle podem modular as mudanças nas referências dinâmicas que orientam a cabeça e o tronco no espaço, e os membros inferiores na base de suporte, assim como o alinhamento entre eles. Esses resultados são de grande interesse para o presente estudo, pois, podem ajudar a compreender melhor os mecanismos de controle motor entre as partes superior e inferior do corpo durante o equilíbrio postural dinâmico em função da demanda de uma tarefa manual voluntária, que será abordado na sessão a seguir.

4.2 Integração entre controle postural e tarefa manual

O reconhecimento pelo sistema de controle motor do duplo desafio de realizar uma tarefa voluntária simultaneamente à manutenção da postura ereta pode variar de acordo com os graus de precisão da tarefa. É comum observar esse comportamento na prática de modalidades esportivas de artilharia como tiro esportivo e arco e flecha, por exemplo, que exigem alta precisão e estabilidade. À medida que o alvo diminui em seu tamanho ou se torna mais distante do praticante, mais desafiadora se torna a tarefa manual. A adoção de uma postura flexível pelo SNC tem em sua natureza oscilações que permitem melhor uso das informações sensoriais no sentido de explorar, e melhor interação com as mudanças dinâmicas do meio ambiente no sentido de executar. Um ambiente dinâmico requer que o controle da postura seja modulado em função da restrição de uma tarefa suprapostural. Quando a tarefa suprapostural requer maior precisão, uma redução da oscilação da postura é necessária para que a tarefa seja realizada com êxito (RILEY *et al.*, 1999; VAN EMMERIK, 2002; HADDAD *et al.*, 2013). Devido a essa flexibilidade do sistema, ao mirar o alvo e se preparar para a ação, flutuações no corpo ocorrem em busca do alinhamento do braço em relação ao alvo e de possíveis ajustes posturais, resultando no aumento da magnitude de oscilações posturais na tentativa de manter o CM dentro dos limites de estabilidade. No entanto, para obter sucesso na tarefa de acertar o alvo, é necessário minimizar a magnitude das oscilações posturais. Ou seja, quanto maior for a demanda de precisão na tarefa manual, mais urgente se torna a estabilização da postura. E atender a esses comandos, certamente requer recursos atencionais para ambas as tarefas. Esses aspectos foram observados por Balasubramaniam *et al.* (2000) em tarefa de mirar uma ponteira a laser em um alvo com o

intuito de analisar a relação entre precisão e estabilidade em praticantes de arco e flecha. Era et al. (1996) observaram que a principal diferença que destacou atiradores de elite em relação aos iniciantes foi a maior habilidade de estabilização global do corpo, caracterizada por menor velocidade e deslocamento do CP nos atiradores mais experientes, especialmente nos últimos segundos que precediam o tiro ao alvo. Mononen et al. (2007) encontraram estreita relação entre a acurácia, estabilidade do rifle (tarefa manual) e controle postural entre os atiradores iniciantes, porém, sem variabilidade significativa intrasujeitos. Maiores deslocamentos do rifle relacionados aos maiores valores na velocidade de CP apontaram que para haver maior precisão do tiro é necessário manter o rifle estável, e para isso é necessária boa estabilidade postural. Ko et al. (2017b) em estudo recente, avaliaram os aspectos coordenativos do acoplamento entre o controle da postura quieta e a acurácia em tarefa manual semelhante, comparando esse controle entre indivíduos experientes e inexperientes. Os resultados mostram que houve diferenças significantes entre os grupos, especialmente no sentido anteroposterior, apontando maior variabilidade no CP, na organização dos componentes principais do membro superior (ombro, cotovelo e punho) e no deslocamento da pistola em participantes inexperientes. Os participantes experientes apresentaram menos combinações sinérgicas entre postura e membro superior para atingir o objetivo de acertar o alvo, refletindo em um acoplamento mais estreito entre as variáveis da tarefa manual e do controle da postura. Alinhados com os estudos citados neste parágrafo, seus resultados revelaram que o controle da postura foi coordenado com o controle dos movimentos do braço para minimizar o deslocamento da pistola, principalmente no grupo experiente.

Essa relação entre controle postural e precisão também pode ser observada quando experimentamos alcançar um alvo. Nesse sentido, diversas tarefas voluntárias manuais são realizadas diariamente, solicitando modulações contínuas no sistema para controlar as variações nas oscilações corporais que surgem em função das diferentes demandas de precisão. Para analisar tal comportamento, Haddad et al. (2010) mediram o controle da postura momento-a-momento associado à precisão da tarefa manual de encaixar um bloco em alvos de diferentes tamanhos. Uma medida espaço-temporal (*time-to-contact*), adequada para avaliar a postura durante a realização de tarefas dinâmicas com mudança constante da posição do corpo em relação à base de suporte, foi utilizada para analisar a estabilidade total, dada pelo CP, permitindo avaliar posição, velocidade e aceleração a cada instante e detectar tais mudanças ao longo de toda a trajetória até se alcançar o alvo desejado. Baixos valores da medida utilizada representavam menos estabilidade postural. Os resultados mostraram que, à medida que o participante ia se aproximando do alvo, o tempo de contato se tornava mais

longo, quando comparado à fase inicial da tentativa. Essas mudanças sugerem que a dinâmica do controle da postura é modulada instantaneamente em função da restrição da tarefa, sendo observado durante a fase final da tentativa quando o bloco se aproximava do alvo, com requisição de maior necessidade de estabilização da postura para a conclusão da tarefa. A interação entre momento da tentativa e tamanho do alvo mostrou que essas modulações são baseadas no contexto da tarefa e que são particularmente fortes à medida que a demanda de precisão aumenta.

Flatters et al. (2014) avaliaram a postura quieta durante o rastreamento visual e manual de um alvo móvel com crianças (5 a 11 anos) e adultos jovens (19 a 21 anos). A tarefa consistia em manter-se em pé em uma plataforma, enquanto um alvo era rastreado. Inicialmente, foram realizadas tentativas apenas de rastrear o alvo com os olhos. Em seguida, foram realizadas tentativas de rastreá-lo manualmente. Foi observado que a tarefa manual resultou no aumento do deslocamento do CP e da rotação da cabeça em todos os participantes. No grupo das crianças mais novas (5-6 anos) houve um pior desempenho em relação aos outros em ambas as tarefas. Em todas as faixas etárias a tarefa manual provocou grande deslocamento do CP, dando suporte à hipótese de que os movimentos da cabeça e das mãos afetariam a estabilidade do controle postural. Um dado importante notado pelos autores foi a redução do deslocamento do CP em função da idade nas tarefas de rastreamento manual, sendo esse comportamento, no entanto, mais tardio nesta tarefa do que na tarefa de rastreamento visual. Com base nessa observação, viram como explicação dois mecanismos de controle que possibilitam no ganho do equilíbrio ao longo do desenvolvimento humano. Primeiro, de que o sistema pode se tornar mais rápido em detectar variações na postura, se tornando mais apto em gerar possíveis correções. Segundo, de que o sistema pode desenvolver mecanismos antecipatórios onde possíveis mudanças no CG são previstas por modelos internos e corrigidas por ajustes posturais que sincronizam os movimentos da cabeça e da mão. Com base nesses resultados, pode-se dizer que o sistema aprende a lidar com as demandas de estabilidade dada por tarefas voluntárias específicas impostas pelo ambiente.

O controle da postura também tem sido investigado em associação à tarefa manual envolvendo equilíbrio, com distintas demandas de estabilidade fornecidas pela restrição da tarefa manual. A partir dessa combinação, a influência da alta restrição da tarefa manual tem sido observada tanto na estabilidade manual como no controle do equilíbrio em postura quieta, perturbada e dinâmica. Morioka et al. (2005) compararam o comportamento postural de jovens saudáveis na postura quieta associada a uma tarefa voluntária de segurar 200 g nas mãos com e sem bandeja, e de equilibrar um copo com água apoiado em uma bandeja

enquanto verbalizava simultaneamente, “não derramar” (tarefa mental). Os resultados mostraram que as oscilações posturais foram menores na tarefa mental quando comparada a tarefa motora sem tarefa mental. Eles observaram que a tarefa mental reforçou a atenção na execução da tarefa motora, melhorando assim o seu desempenho. Esses achados sugerem que a função cognitiva possui forte influência sobre o controle postural devido à demanda atencional dada por uma tarefa mental. Mas neste caso, em que a tarefa cognitiva possuía relação direta com a tarefa motora, observou-se que o efeito gerado no controle da postura pela tarefa cognitiva pode ser positivo pelo fato da tarefa mental ter exercido função de contínuo feedback para melhorar o desempenho da tarefa motora.

O controle dessa mesma tarefa voluntária foi analisado de forma semelhante durante a manutenção do equilíbrio postural dinâmico. Apesar de pouco explorado na literatura, alguns estudos foram realizados para observar essa interação e os possíveis efeitos que surgem a partir dela. Em estudo conduzido por Pozzo et al. (1995) foi analisado se o deslocamento angular da cabeça era minimizado ao realizar uma tarefa manual associada ao controle dinâmico do equilíbrio. A tarefa envolvia segurar um copo com água enquanto permaneciam em equilíbrio unipodal em condições diversas, dentre elas: 1) em cima de uma superfície pequena e esférica (lado instável para cima); 2) em uma prancha de equilíbrio (lado instável para baixo). Era solicitado manter o olhar no copo com água, para poder verificar se havia uma relação entre a cabeça e membro distal no ganho de estabilidade. Os resultados apontaram para uma redução nos deslocamentos da cabeça. Comparações no deslocamento angular entre cabeça e tronco mostraram que, assim como a cabeça, o tronco mostrou-se estável durante as oscilações menores, sugerindo ainda que ambos atuaram como uma unidade, servindo como um modelo de referência para o sistema de controle postural nessas tarefas. Os autores concluíram que o aumento de restrição fornecido pela tarefa manual de segurar o copo não promoveu alterações significantes no controle da cabeça, quando comparado com o equilíbrio sem a tarefa manual. Assim como a manutenção do olhar em direção ao copo, também não proporcionou nenhum efeito relevante na estratégia postural. A explicação encontrada para esses resultados foi de que a estabilidade da tarefa manual depende da estabilização do braço e do tronco. Além disso, o autor sugere que a estabilização periférica (copo e mão) e a estabilização da cabeça (ou do segmento cabeça-tronco) são organizadas em diferentes níveis de controle motor, e pelo fato de a estabilização da cabeça ser necessária para fornecer referência de verticalidade, o sistema a elege com alta prioridade, podendo a estabilização da cabeça influenciar a tarefa manual, mas sem que a tarefa manual possa influenciar a estabilidade da cabeça.

Comparando os resultados entre os estudos de Pozzo et al. (1995) e Morioka et al. (2005) é possível extrair que o aumento de restrição fornecido pela tarefa manual de equilibrar um copo com água e o feedback fornecido em manter o olhar na tarefa, surtiu diferentes efeitos em postura quieta e em postura de equilíbrio dinâmico. Apesar desses efeitos terem ficado evidentes em postura quieta, os mesmos podem não ter sido suficientemente fortes para serem observados no controle da tarefa de equilíbrio dinâmico utilizada por Pozzo et al. (1995). Particularmente nesta tarefa, é possível que o controle exigido tenha sido forte e desafiador o bastante para englobar os efeitos da tarefa manual, assim como o feedback fornecido pelo direcionamento do olhar. Vale destacar que a conclusão do autor sobre a ausência de influência da tarefa manual no controle da postura gera um viés na literatura, uma vez que resultados distintos têm sido encontrados em estudos mais recentes envolvendo esses aspectos no controle da postura dinâmica e na postura perturbada, mencionados a seguir.

No estudo de Madehkhaksar e Egges (2016) foi analisado o quanto uma tarefa suprapostural interferiria no controle dinâmico da postura durante o movimento de subir e descer escada em três diferentes inclinações. As tarefas supraposturais foram as seguintes: 1) contagem regressiva (tarefa cognitiva); 2) segurar uma caneca cheia de água (tarefa manual) e 3) as duas tarefas ao mesmo tempo. Seus resultados mostraram que os participantes reduziam a velocidade da marcha em função do tipo da tarefa (cognitiva ou motora) e da complexidade (inclinação da escada) para suprir a demanda atencional exigida. A amplitude de movimento no eixo mediolateral e a diminuição da velocidade na marcha foram compensadas pelo aumento na estabilidade dinâmica e pela otimização da tarefa suprapostural. A tarefa motora manual influenciou significativamente o desempenho da marcha. Segundo os autores, essa tarefa exigiu que os participantes prestassem atenção no controle da postura para não derramar a água da caneca, gerando menores valores de velocidade da marcha. A associação da tarefa cognitiva com o desempenho da marcha, não provocou efeitos significantes. A combinação das duas tarefas supraposturais com a tarefa da marcha foi a mais desafiadora de todas, sendo a que resultou em movimentos mais contidos, e com menor amplitude em todos os níveis de complexidade da tarefa da marcha. Apesar de não haver nesse estudo uma comparação entre diferentes restrições de tarefa manual no desempenho da tarefa postural, esses achados contribuem para o presente estudo, confirmando que há influência da tarefa manual no controle postural dinâmico.

Quando uma perturbação afeta uma ação voluntária, a resposta postural pode ser modificada voluntariamente. Entretanto, as interações entre os ajustes posturais por feedback

e *feedforward* têm sido pouco estudadas em condições ambientais relevantes em função de uma perturbação inesperada na presença de um movimento voluntário, como o gesto de alcançar com a mão a barra de apoio em um ônibus em movimento, por exemplo. Com base em situações desse tipo, Trivedi et al. (2010) investigaram se as respostas posturais via feedback são modificadas por planejamento (via *feedforward*) na interação entre movimentos de alcançar e a manutenção da postura enquanto a base de suporte era movida de forma inesperada. A tarefa manual consistia em tocar com o dedo indicador, após dica oferecida pelo experimentador, um alvo em um bastão situado à frente do participante à distância em que o movimento envolvesse o braço e o tronco sem que saísse dos limites de estabilidade. Para avaliar essas respostas posturais foram utilizadas quatro condições experimentais: 1) alcance sem perturbação da base de suporte; 2) perturbação sem alcance; 3) perturbações iniciadas imprevisivelmente durante o movimento de alcançar; e 4) perturbações no momento que o braço se estendia em direção ao alvo. Foram aleatorizados entre os sujeitos oito tempos de início de perturbação (entre 25 e 305 ms) e a direção da perturbação (para frente e para trás). Os resultados apontaram para uma diminuição da amplitude de movimento do tornozelo para restabelecer o controle do equilíbrio no momento em que a plataforma ia para frente e o corpo do participante ia para trás, afastando-o do alvo. Essas respostas posturais, apesar de também ocorrerem quando não há uma tarefa voluntária associada, ocorreram neste caso para atender o comando voluntário de reaproximá-lo do alvo. Entretanto, os componentes tardios de feedback das respostas posturais mostraram interação significativa com os ajustes posturais de *feedforward* que foram modulados para atender o objetivo de realizar a tarefa voluntária. A longa latência para reorganizar a postura após perturbação foi voluntariamente modulada durante a realização da tarefa de alcançar. Estes resultados sugerem que a estabilidade postural é priorizada nesta situação, e que os componentes de *feedforward* envolvidos nessas respostas podem ser modulados para garantir o desempenho da tarefa voluntária. Nesse estudo foi visto que o início da latência das respostas posturais automáticas teve um tempo invariante em relação ao início da perturbação com amplitude constante, indiferentemente da tarefa voluntária. Segundo os autores, essa característica de longa latência das respostas trazidas pela perturbação possivelmente seja determinada por comandos voluntários descendentes que interagem com a informação ascendente. Essa interação oferece suporte para compreender possível participação do controle cortical na regulação da precisão da tarefa manual realizada simultaneamente ao controle da postura perturbada.

O envolvimento de níveis superiores de controle na modulação das respostas posturais reativas também foi investigado em uma série de estudos (DE LIMA *et al.*, 2009; DE LIMA

et al., 2010; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2012; PAPEGAAIJ *et al.*, 2012; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2014; COELHO *et al.*, 2016) que avaliaram as adaptações no controle da postura diante dos efeitos de dois tipos de restrição de tarefa manual. A tarefa suprapostural consistia na combinação da manutenção do equilíbrio postural com o equilíbrio de um cilindro sobre uma bandeja, durante uma única perturbação. O objetivo da tarefa manual era manter o cilindro o mais estável possível na bandeja, e a restrição da tarefa manual era caracterizada pela demanda de estabilidade. Quando o cilindro se encontrava com a face circular apoiada na bandeja, a tarefa se tornava mais instável (alta restrição); quando o cilindro se encontrava com a face plana sobre a bandeja, a tarefa se tornava mais estável (baixa restrição). Em De Lima *et al.* (2010) a baixa restrição era caracterizada com a bandeja vazia. Nos estudos de Coelho *et al.* (2016) e De Lima-Pardini *et al.* (2014) a perturbação do equilíbrio postural era dada por meio da liberação da carga contendo 7% do peso corporal do participante, manipulada remotamente pelo experimentador. A carga exercia uma tração horizontal no sentido posterior do tronco do indivíduo e, quando liberada promovia uma perturbação na região do CM, exigindo a recuperação do equilíbrio rapidamente para impedir uma possível queda. Nos demais estudos (DE LIMA *et al.*, 2009; DE LIMA *et al.*, 2010; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2012; PAPEGAAIJ *et al.*, 2012) a perturbação era fornecida com um deslocamento da plataforma móvel no sentido anteroposterior. Os resultados desses estudos apontam que a condição de alta restrição da tarefa manual induziu menor perturbação postural com ajustes adaptativos nas respostas posturais permitindo um aumento na estabilidade dos membros superiores. Considerando o controle da tarefa manual, a alta restrição induziu menores deslocamentos do ombro, refletindo em menores valores da velocidade da bandeja. Paralelamente, foi encontrada diminuição da amplitude de flexão articular do quadril e tornozelo e, na velocidade de oscilação do tronco. Esse controle permitiu que o deslocamento do cilindro durante o momento da perturbação fosse reduzido, enquanto que a condição de baixa restrição mostrou ser mais tolerante a maiores deslocamentos do corpo. Além desses resultados, no estudo de Coelho *et al.* (2016) foi visto que o efeito da restrição da tarefa manual também ocorreu quando a tarefa mental foi realizada simultaneamente. Fato que sustenta a possibilidade de um processamento em paralelo e independente entre os recursos atencionais responsáveis pela realização de cada uma das tarefas supraposturais na geração das respostas posturais reativas. De Lima *et al.* (2009) observaram a ocorrência de ajustes posturais mais rápidos na tarefa manual, com sinergias específicas geradas de acordo com a direção da perturbação. Tal especificidade aparentou estar relacionada com a eficiência da

manutenção da tarefa manual na alta restrição, com ajuste proximal (ombro) na perturbação anterior e ajuste distal (joelho e tornozelo) na perturbação posterior.

No estudo de De Lima-Pardini et al. (2014) foi visto que os dados de amplitude do CP se mantiveram em jovens e idosos independentemente da condição de restrição da tarefa manual. No entanto, ocorreram variações na latência e na magnitude muscular, assim como na coordenação interarticular entre ombro e quadril em função do contexto da tarefa. Esse comportamento sugere, portanto, que diferentes estratégias posturais tenham sido adotadas sem que houvesse alterações na estabilidade postural. Além disso, notou-se que os jovens foram sensíveis à experiência de restrição do primeiro bloco de tentativas utilizando a mesma estratégia nos blocos seguintes, enquanto que os idosos foram sensíveis ao contexto atual da tarefa manual (ver também PAPEGAAIJ *et al.*, 2012). Esses resultados mostram que a adaptação observada no grupo dos jovens ocorreu de forma mais generalizada, enquanto que os idosos apresentaram uma adaptação específica às restrições da tarefa, indicando que esse comportamento é modificado no envelhecimento. Em jovens, não somente o nível de restrição, mas também a ordem de execução (se era iniciado com alta ou baixa restrição) influenciou as respostas reativas. Nos dois grupos pode-se observar flexibilidade nas respostas posturais reativas às exigências de estabilidade dada pela tarefa voluntária, mostrando integração entre controle voluntário e automático reativo de acordo com as restrições da tarefa manual.

Uma integração funcional entre as tarefas manual e postural foi apontada por De Lima et al. (2010) durante o desempenho da tarefa suprapostural em alta restrição. Foi encontrada significativa redução do deslocamento da bandeja quando em deslocamento previsível da plataforma. A modulação na magnitude do deslocamento das articulações mostrou ter um papel funcional ao contexto de restrição da tarefa. Na condição de alta restrição, foram encontrados menores valores de deslocamento dos joelhos e quadril. Por tais articulações estarem mais próximas ao plano da tarefa manual, os autores interpretaram que esse comportamento descreve possível busca do sistema pela estabilidade, para assim alcançar melhor desempenho em manter o cilindro imóvel sobre a bandeja. Por outro lado, um proporcional aumento do deslocamento angular do tornozelo na condição de alta restrição foi observado, podendo estar relacionado a uma possível compensação dada pelo deslocamento limitado de quadril e joelhos durante a estabilização da postura após perturbação. Uma explicação dada pelos autores, e que pode ser projetada para os estudos revisados aqui, é que essas adaptações das respostas posturais em função do contexto, expressa uma via de mão-dupla na interação entre os componentes das tarefas postural e suprapostural, em que o

aumento da restrição imposta pela tarefa manual leva a ajustes adaptativos nas respostas posturais, assim como a estabilização do equilíbrio corporal proporciona um aumento de estabilidade no controle manual. Logo, fica aparente que a integração funcional entre os componentes postural e suprapostural da tarefa é implementada não como o controle de duas unidades independentes, mas como uma unidade única de coordenação.

5 MÉTODO

5.1 Participantes

Participaram voluntariamente desse estudo 20 adultos jovens universitários saudáveis, de ambos os sexos (13 homens e 7 mulheres), com idades entre 19 e 34 anos ($22,1 \pm 3,6$ anos). Os critérios de inclusão foram participantes saudáveis e sem uso de medicamentos que pudessem interferir nos resultados no período da coleta de dados. Foram considerados critérios de exclusão lesões musculoesqueléticas, déficits neurológicos ou a incapacidade dos participantes em realizar a dupla tarefa proposta. Nenhum voluntário foi excluído. Os participantes assinaram um termo de consentimento de participação livre e esclarecido, aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

5.2 Tarefa e equipamentos

A tarefa experimental consistiu em manter o equilíbrio dinâmico da postura ereta em resposta a translações cíclicas no sentido anteroposterior da base de suporte na amplitude de 10 cm. Uma plataforma de força (AMTI OR6-7) foi empregada para avaliar a variação de posição do centro de pressão (CP) sobre a base de suporte. Um sistema com quatro câmeras optoeletrônicas (Vicon, modelo T10) foi empregado para análise cinemática. Com estas câmeras foi feito o rastreamento de marcadores esféricos reflexivos de 14 mm de diâmetro fixados em articulações de interesse. Os sinais da plataforma de força e cinemática foram sincronizados por meio do sistema Vicon Nexus. A translação da base de suporte era executada por meio de plataforma móvel (construída sob encomenda, SENAI) controlada por software escrito em LabView (National Instruments). Foram utilizadas duas frequências de oscilação da plataforma: 0,4 Hz e 1 Hz. A velocidade máxima da plataforma em 0,4 Hz foi de 15 cm/s e em 1 Hz foi de 35 cm/s. A regulação do equilíbrio corporal era feita em associação com a manutenção de um cilindro (11,5 cm de diâmetro, 2,6 cm de largura e 124 g de massa) de forma mais estável possível no centro de uma bandeja (30 x 40 cm, 400 g de massa). Os participantes seguravam a bandeja com os braços paralelos ao troco e cotovelos a 90°. A restrição da tarefa manual variou de acordo com a posição do cilindro: apoio sobre a superfície circular ou sobre a superfície plana. Os participantes realizavam a tarefa com os pés descalços sobre a base de suporte, paralelos entre si e imóveis.

Figura 1: Representação das tarefas de baixa (face plana voltada para baixo) e alta (face circular voltada para baixo) restrição da tarefa manual realizadas durante o controle postural dinâmico em base de suporte oscilatória.

5.3 Delineamento experimental e procedimentos

O delineamento experimental foi constituído por dois fatores: frequência de oscilação da plataforma e restrição da tarefa manual. O efeito da frequência de oscilação da base de suporte foi avaliado comparando-se as frequências de 0,4 e 1 Hz. O efeito de restrição da tarefa manual foi avaliado comparando-se as tarefas de alta e baixa restrição. A condição ALTA foi caracterizada pelo apoio da face circular do cilindro sobre a bandeja, o que requeria grande estabilidade manual para que o cilindro não fosse deslocado com a oscilação da base de suporte. A condição BAIXA foi caracterizada pelo apoio da face plana do cilindro sobre a bandeja, fazendo com que o posicionamento estável sobre a bandeja fosse mais facilmente mantido. Cada condição experimental foi avaliada em um bloco de 3 tentativas, totalizando 12 tentativas. As tentativas duravam 1 min. As sequências entre as quatro condições experimentais resultantes da combinação entre os fatores tarefa manual e frequência de oscilação foram contrabalanceadas entre os participantes.

Os procedimentos de avaliação consistiram em colocar os marcadores refletivos para análise cinemática do lado direito do corpo dos participantes nos pontos anatômicos: topo da cabeça, acrômio, cotovelo, punho, trocanter maior, eixo de rotação do joelho, maléolo lateral e quinto metatarso. Também foram fixados marcadores na borda lateral direita da bandeja e na base de suporte. Em seguida, os participantes foram direcionados à plataforma de força móvel e posicionados com os pés paralelos com distância de 13 cm entre os maléolos mediais. A posição dos pés era marcada na plataforma com fita adesiva para manter a mesma posição em todo o experimento e o comprimento dos pés foi registrado para normalizar os dados de CP. Antes de iniciar a tarefa experimental, era fornecida uma tentativa de familiarização incluindo apenas o deslocamento da plataforma em cada uma das frequências de oscilação. Os participantes mantinham os braços cruzados, com o olhar fixo em um ponto apresentado em um monitor a 1 m de distância, aproximadamente à altura dos olhos.

Imediatamente antes de serem iniciadas as oscilações da base de suporte, eram fornecidos três sinais sonoros, indicando aos participantes o início da tentativa. Nas instruções era enfatizado que a tarefa de equilíbrio dinâmico deveria ser realizada procurando não deslocar o cilindro sobre a bandeja. Os participantes também foram instruídos a não mover os pés e a manter o olhar fixo no cilindro durante as tentativas. Foram excluídas as tentativas em que o participante derrubou o cilindro da bandeja ou aquelas em que foi dado um passo. Ao final de cada bloco de tentativas, o participante devolvia a bandeja para o experimentador. Os dados foram coletados desde 5 s antes até 10 s após o fim das oscilações da base de suporte. Era fornecido o intervalo de 10 s entre as tentativas e o intervalo de 20 s após o primeiro e terceiro blocos, e de 1 min após o segundo bloco. O tempo total de duração do experimento foi de aproximadamente 40 minutos. Não era fornecido feedback aos participantes.

5.4 Análise de dados

A posição do CP e os dados cinemáticos foram mensurados à frequência de amostragem de 200 Hz e filtrados com filtro Butterworth passa-baixa de 10 Hz. A estimativa da posição do centro de massa (CM) foi realizada a partir dos marcadores cinemáticos unilaterais, assumindo-se simetria entre os deslocamentos dos dois lados do corpo, tendo por base o modelo antropométrico proposto por WINTER (1991). O processamento dos dados foi realizado por meio do software Matlab (MathWorks). Na análise foram desconsiderados os três primeiros e os três últimos ciclos de oscilação da plataforma de cada tentativa.

5.4.1 Variáveis dependentes

As variáveis dependentes foram calculadas para cada ciclo de translação da plataforma. Para analisar o mesmo número de ciclos entre as frequências da plataforma, foram usados os 15 ciclos intermediários, sendo do 6º ao 21º ciclos para 0,4 Hz, e do 24º ao 39º para 1 Hz, calculando-se posteriormente a média para os 15 ciclos de cada tentativa, a saber:

Amplitude de deslocamento pico-a-pico no sentido anteroposterior de CP (cm), CM (cm), cabeça (cm), bandeja (cm), e rotação (°) das seguintes articulações: ombro, quadril e tornozelo. Os ângulos articulares foram estimados com base nos seguintes segmentos: ombro, cotovelo-ombro-quadril; quadril, ombro-quadril Joelho; tornozelo, joelho-tornozelo-metatarso.

Fase relativa (°) entre as oscilações de: plataforma e cabeça, plataforma e CM, plataforma e CP, tornozelo e ombro, quadril e ombro, quadril e tornozelo, dada pela relação temporal em coordenadas polares, calculada através da densidade espectral máxima durante todo o intervalo analisado, com os valores próximos de 0° indicando o modo de coordenação em-fase e valores próximos de 180° indicando o modo de coordenação anti-fase.

As análises foram baseadas nas médias das três tentativas para cada condição. As variáveis dependentes foram analisadas por meio de análises de variância de 2 fatores, 2 (restrição: baixa x alta) x 2 (frequência: 0,4 Hz x 1 Hz), com medidas repetidas nos dois fatores. Comparações posteriores para interações foram feitas por meio da prova Newman-Keuls, e magnitude do efeito dada por *eta* parcial quadrático. O nível de significância foi estabelecido em 5%.

6 RESULTADOS

A Figura 2 apresenta sinais representativos do deslocamento do centro de massa (CM) e centro de pressão (CP) na oscilação da plataforma na frequência de 0,4 Hz (Figura 1A), e na frequência de 1 Hz (Figura 1B), para uma tentativa de um participante na condição BR. Na frequência de 0,4 Hz é possível observar que as curvas de CM e CP apresentam coordenação em-fase com a plataforma. Contrariamente, em 1 Hz os sinais de CM e CP apresentam características distintas. Enquanto que as oscilações de CP passaram a ser reguladas temporalmente em um modo anti-fase em relação aos deslocamentos da plataforma de apoio, o CM manteve o modo de coordenação em-fase com a plataforma, da mesma forma como observado na frequência de oscilação de 0,4 Hz. Outra característica evidente na comparação entre frequências é a menor amplitude de oscilação de CM e maior de CP em 1 Hz em relação a 0,4 Hz.

Figura 2. Curvas representativas do deslocamento do CM (vermelho) e CP (verde) na oscilação anteroposterior da plataforma (azul), nas frequências de 0,4 Hz (A) e 1 Hz (B), para o intervalo de 15 s em tentativas de um participante na condição BR.

Figura 3. Média (erro padrão indicado por traços verticais) da amplitude angular (°) de oscilação das articulações do (A) ombro, (B) quadril e (C) tornozelo, nas condições de baixa (BR) e alta (AR) restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz. Efeito principal significativo de restrição está indicado por asteriscos.

A análise da amplitude angular do ombro indicou efeitos principais significantes de restrição [$F(1, 19) = 32,61, p = 0,0001, \eta_p^2 = 0,63$] e frequência [$F(1, 19) = 31,56, p = 0,0001, \eta_p^2 = 0,62$]. O efeito de restrição foi devido a valores maiores encontrados em alta ($M = 1,82^\circ, EP = 0,15$) do que em baixa ($M = 1,22^\circ, EP = 0,15$) restrição. O efeito de frequência foi devido a menores valores em baixa ($M = 1,20^\circ, EP = 0,13$) do que em alta ($M = 1,82^\circ, EP = 0,17$) frequência de oscilação da plataforma (Figura 2A). A análise da amplitude angular das articulações das pernas, quadril e tornozelo, não indicou efeitos relacionados à restrição da tarefa manual. A análise da amplitude angular da articulação do quadril indicou efeito principal significativo de frequência [$F(1, 19) = 48,69, p = 0,0001, \eta_p^2 = 0,72$]. Esse efeito foi devido a menores valores em baixa ($M = 1,17^\circ, EP = 0,14$) do que em alta ($M = 4,03^\circ, EP = 0,43$) frequência (Figura 2B). Para a amplitude da articulação do tornozelo, os resultados indicaram efeito principal significativo de frequência [$F(1, 19) = 109,80, p = 0,0001, \eta_p^2 = 0,85$]. Esse efeito foi devido a menores valores em baixa ($M = 1,52^\circ, EP = 0,08$) do que em alta ($M = 3,01^\circ, EP = 0,16$) frequência (Figura 2C).

Figura 4. Média (erro padrão indicado por traços verticais) das amplitudes de oscilação linear (cm) de (A) bandeja, (B) cabeça, (C) CM e (D) CP nas condições de baixa (BR) e alta (AR) restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz. Interações entre os fatores frequência e restrição estão indicadas por asteriscos; efeitos principais de frequência não estão marcados.

Os resultados revelam que nas variáveis de desempenho global na tarefa dupla, a restrição de estabilidade da tarefa manual afetou de maneiras distintas o controle de movimento entre as frequências baixa e alta de oscilação da plataforma. A análise da amplitude de oscilação da bandeja indicou interação significativa entre os dois fatores [$F(1, 19)=6,73$, $p=0,02$, $\eta_p^2 = 0,26$]. Comparações post hoc indicaram que o efeito de restrição da tarefa manual foi observado na frequência de 0,4 Hz, caracterizada por menores valores em alta do que em baixa restrição, enquanto que na frequência de 1 Hz não foi encontrada diferença associada à restrição da tarefa manual; menores valores significantes para baixa, em comparação com a alta frequência foram encontrados para ambas as restrições da tarefa manual (Figura 3A). A análise da amplitude de deslocamento da cabeça indicou interação entre os dois fatores [$F(1, 19) = 16,60$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,47$]. Comparações post hoc indicaram que a alta restrição induziu valores menores do que a baixa restrição em baixa frequência de oscilação, porém não em alta frequência, enquanto que maiores valores foram

encontrados em baixa, em comparação com a alta frequência de oscilação em ambas as restrições manuais (Figura 3B). A análise da amplitude de deslocamento do CM indicou interação significativa entre restrição e frequência [$F(1, 19) = 15,52, p = 0,001, \eta_p^2 = 0,45$]. Comparações post hoc indicaram que a alta restrição induziu menores valores do que a baixa restrição na frequência de 0,4 Hz, mas na frequência de 1 Hz não foi encontrada diferença associada à restrição da tarefa manual; enquanto que a frequência de 0,4 Hz levou a maiores valores em ambas as restrições manuais (Figura 3C). A análise da amplitude de deslocamento do CP indicou interação significativa entre restrição e frequência [$F(1, 19) = 4,20, p = 0,05, \eta_p^2 = 0,18$]. Comparações post hoc indicaram maiores valores na alta restrição em comparação à baixa restrição em 1 Hz mas não em 0,4 Hz, enquanto que menor valor de amplitude foi encontrada em baixa em comparação à alta frequência em ambas as restrições manuais (Figura 3D).

As análises de fase relativa associadas às oscilações da plataforma indicaram o seguinte: para a coordenação entre cabeça-plataforma, os resultados indicaram efeito principal significativo de frequência [$F = 45,40, p = 0,0001, \eta_p^2 = 0,70$], devido aos maiores valores significantes em alta ($M = 81,33^\circ, EP = 13,35$) do que a baixa ($M = 4,88^\circ, EP = 0,74$) frequência de oscilação (Figura 4A). Para a coordenação entre plataforma-CM, os resultados apontaram interação significativa entre restrição e frequência, [$F(1, 19) = 4,76, p = 0,04, \eta_p^2 = 0,20$]. Comparações post hoc revelaram maiores valores em AR do que BR em baixa, mas não em alta frequência de oscilação da plataforma; sem diferenças significantes associadas à frequência de oscilação (Figura 4B). Para a coordenação entre plataforma-CP, os resultados mostraram interação entre frequência e restrição, [$F(1, 19) = 11,62, p = 0,003, \eta_p^2 = 0,38$]. Comparações post hoc indicaram maiores valores em AR quando comparados a BR em 0,4 Hz, mas não em 1 Hz, com maiores valores de fase relativa na alta do que na baixa frequência de oscilação da plataforma em ambas as restrições da tarefa manual (Figura 4C).

Figura 5. Média (erro padrão indicado por traços verticais) da fase relativa (FR, °) entre (A) plataforma e cabeça, (B) plataforma e CM, (C) plataforma e CP, (D) tornozelo e ombro, (E) quadril e ombro e (F) quadril e tornozelo, nas condições de baixa (BR) e alta (AR) restrição, nas frequências de oscilação da plataforma de 0,4 Hz e 1 Hz. Interações entre os fatores frequência e restrição estão indicadas por asterisco; efeitos principais de frequência não estão marcados.

A análise da fase relativa interarticular indicou o seguinte: para a coordenação entre tornozelo-ombro os resultados mostraram interação entre restrição e frequência [$F(1, 19) = 13,79$, $p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0,42$]. Comparações post hoc revelaram que a alta restrição induziu maiores valores em comparação à baixa restrição em 0,4 Hz, mas não em 1 Hz. A alta comparada com a baixa frequência induziu maiores valores em BR, enquanto que para AR não foram encontradas diferenças significantes entre ambas as frequências (Figura 4D). Para a coordenação entre quadril-ombro, os resultados mostraram interação entre restrição e frequência [$F(1, 19) = 5,17$, $P = 0,03$, $\eta_p^2 = 0,21$]. Comparações post hoc indicaram que a interação foi devida à alta restrição ter induzido maiores valores do que a baixa restrição na frequência de 0,4 Hz, enquanto que na frequência de 1 Hz não foi encontrada diferença associada à restrição da tarefa manual. A alta frequência de oscilação induziu maiores valores de fase relativa para ambas as restrições manuais (Figura 4E). As análises de coordenação entre quadril-tornozelo, os resultados mostraram efeito principal significativo de frequência [$F(1, 19) = 58,63$, $p = 0,0001$, $\eta_p^2 = 0,76$] devido aos maiores valores em baixa ($M = 69,21^\circ$, $EP = 10,18$) quando comparados com a alta frequência ($M = 9,60^\circ$, $EP = 5,35$) (Figura 4F). Os resultados completos das análises de variância e testes post hoc são apresentados em Anexo.

7 DISCUSSÃO

O atual estudo teve por objetivo avaliar os efeitos da interação entre nível de restrição da tarefa manual e frequência de oscilação da plataforma no controle da estabilidade manual e na adaptação de respostas posturais dinâmicas. As análises confirmaram a hipótese de que a alta restrição da tarefa manual afeta o controle postural em perturbações contínuas da base de suporte de maneiras distintas em baixa e alta frequência de oscilação da plataforma. Como esperado, as diferentes frequências de oscilação da base de suporte induziram padrões de coordenação distintos em 0,4 e 1 Hz durante os ajustes posturais nas variáveis de amplitude de deslocamento de CP, CM e cabeça, com resultados originais nas análises intra e interarticular envolvendo ajustes nos ombros, quadril e tornozelos em função da restrição da tarefa manual. Como foco principal nesse estudo, observamos que a tarefa manual induziu efeitos significativos no controle posturo-manual apresentando adaptações nas respostas em função da demanda de estabilidade imposta pela alta restrição. Essas adaptações foram mais evidentes em 0,4 do que em 1 Hz, marcadas por menor deslocamento linear da cabeça, da bandeja e do CM. Análises sobre parâmetros de coordenação apontaram que AR induziu maiores valores da fase relativa nas oscilações entre plataforma-CM/CP e nas rotações articulares entre tornozelo/quadril-ombro com resultados significantes em 0,4 Hz, porém, sem diferenças significantes em 1 Hz. Alterações nas respostas posturais e na estabilidade manual geradas pela alta restrição também foram encontradas em alta frequência de oscilação no aumento da amplitude do CP e no deslocamento angular do ombro. Esses resultados revelam a flexibilidade do sistema de controle motor em adaptar as respostas posturo-manuais com a finalidade de cumprir as diferentes demandas de estabilidade impostas por uma tarefa manual.

7.1 Influência da frequência de oscilação da plataforma no controle da postura

As adaptações das respostas posturais foram coerentes com os resultados encontrados em estudos prévios (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a; KO *et al.*, 2001; BUCHANAN e HORAK, 2003; DE NUNZIO *et al.*, 2005; DE NUNZIO e SCHIEPPATI, 2007), especificadas por diferentes padrões de coordenação postural entre baixa e alta frequência de oscilação. Tais diferenças foram consistentes com as restrições biomecânicas impostas pela plataforma, visto que grande parte das variáveis analisadas apontaram efeitos de frequência, mostrando que diferentes estratégias foram adotadas em cada uma delas. A frequência de 0,4 Hz permitiu que o corpo se deslocasse como

um todo no espaço, com maiores deslocamentos da cabeça e de CM. Determinados por esses aspectos, menores foram os deslocamentos articulares, com menores rotações angulares de quadril em comparação às rotações de tornozelo que, em conjunto, definiram um padrão em pêndulo invertido. Por outro lado, a frequência de 1 Hz induziu menores deslocamentos da cabeça e CM, caracterizando um padrão de coordenação pendular definido pela fixação da cabeça e tronco no espaço com maior mobilidade de quadril e membros inferiores. Horak e Nashner (1986) descreveram que diferentes estratégias posturais são adotadas pelo SNC quando exposto a diferentes tamanhos da base de suporte. Sendo adotada estratégia de tornozelo em superfície ampla e, por sua vez menos restrita, e estratégia de quadril, quando em superfície estreita e mais restrita. De modo semelhante, nossos resultados revelaram predominância da estratégia de tornozelo, devido a maiores valores de deslocamentos angulares de tornozelo, em baixa frequência de oscilação; enquanto que em alta frequência houve predominância de estratégia de quadril, devido a maiores valores de deslocamentos angulares de quadril. Na primeira situação, pode-se dizer que o movimento era iniciado a partir da articulação do tornozelo se irradiando no sentido distal-proximal para as articulações do quadril e do tronco. Na segunda, o movimento foi gerado a partir da articulação do quadril, tendo a organização das sinergias no sentido proximal-distal, com menor rotação de tornozelo.

Em nossos resultados as diferenças nos padrões posturais entre baixa e alta frequência da plataforma ficaram evidentes também através da relação de fase entre quadril e tornozelo, apontando para um modo de coordenação em-fase em 1 Hz com valores próximos a 10°, enquanto que em 0,4 Hz foram encontrados valores mais altos, próximos de 70°. Especificamente no controle da cabeça, essas diferenças foram observadas através dos dados da relação de fase entre cabeça-plataforma, com resultados consistentes com a literatura (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a), indicando um modo de coordenação em-fase em 0,4 Hz com aproximadamente 5°, enquanto em 1 Hz foram encontrados valores mais altos, de aproximadamente 80°.

Um fator importante a ser considerado no controle dinâmico da postura e que pode explicar parte desse processo é a modulação dada pelas informações sensoriais. Tem sido proposto pela literatura que a visão (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a) e o sistema vestibular (BUCHANAN e HORAK, 2001b) podem interferir com relevante participação na estabilidade da cabeça e do tronco promovendo controle no sentido descendente, enquanto que a aferência proprioceptiva tem demonstrado participação na coordenação entre os membros inferiores e a base de suporte, no

sentido ascendente. O uso das informações sensoriais, no entanto, é dependente da frequência de oscilação. As translações lentas produzidas em baixa frequência deslocam o corpo no espaço produzindo oscilações no campo visual. Por essa razão, a visão utilizada nessa situação é essencialmente periférica e sua participação se torna menos vantajosa para o controle da cabeça e do equilíbrio, abrindo espaço para maior utilização de informações somatossensoriais provenientes dos receptores de pressão e gravitacionais encontrados na sola dos pés (HORAK *et al.*, 1990; HORAK *et al.*, 2002). Por outro lado, na alta frequência de oscilação, a informação visual torna-se mais disponível devido à coordenação anti-fase entre tronco e pernas, permitindo neste caso, estabilizar a cabeça no espaço através da visão focal (BUCHANAN e HORAK, 2003), favorecendo o uso de aferência visual e do aparelho vestibular.

As restrições biomecânicas exercem importante influência na coordenação dos padrões posturais, e um fator determinístico na modulação desses padrões se refere às forças aplicadas na base de suporte. Corroborando resultados prévios (BUCHANAN e HORAK, 1999; CORNA *et al.*, 1999; BUCHANAN e HORAK, 2001a; VAN OOTEGHEM *et al.*, 2008; KO *et al.*, 2013, 2014), nossos resultados mostraram que a amplitude do CP foi maior em 1 Hz em comparação a 0,4 Hz. Esses resultados indicam que para atender as restrições biomecânicas impostas pela alta frequência foram necessários ajustes mais vigorosos na interação dos pés com a base de suporte, para assim manter o CM estável e com deslocamento reduzido (BUCHANAN e HORAK, 2001a). Essa característica no comportamento sugere o envolvimento de controle antecipatório via mecanismos de feedback e *feedforward* para o controle do equilíbrio, especialmente em alta frequência de oscilação (DIETZ *et al.*, 1993; DE NUNZIO *et al.*, 2005). Uma vez que a perturbação se torna previsível, como é o caso desta tarefa em contínuas oscilações da plataforma, o SNC é capaz de prever e remodelar suas respostas com a finalidade de aprimorar o controle do movimento com baixo gasto energético, tendo por base o controle da cabeça (POZZO *et al.*, 1995) e a localização do CM (DE NUNZIO e SCHIEPPATI, 2007).

7.2 Influência da restrição da tarefa manual no controle da postura dinâmica

Corroborando resultados prévios em tarefa postural quieta (WULF *et al.*, 2003; WULF *et al.*, 2004; MORIOKA *et al.*, 2005) e perturbada (DE LIMA *et al.*, 2010; TRIVEDI *et al.*, 2010; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2012; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2014; COELHO *et al.*, 2016), os resultados do presente estudo mostraram que a alta restrição da tarefa manual

realizada simultaneamente ao controle dinâmico da postura levou a alterações significantes na estabilidade postural e manual para manter o cilindro estável sobre a bandeja. Um aspecto importante a ser destacado foi o resultado assimétrico dessas alterações entre a alta e a baixa frequência de oscilação. Os efeitos da alta restrição da tarefa manual na modulação das variáveis foram encontrados em sua maioria na frequência de 0,4 Hz, sendo pouco evidentes na frequência de 1 Hz. Possivelmente, os ajustes posturais exigidos nos deslocamentos da plataforma em 1 Hz sobressaíram aos ajustes exigidos pela tarefa manual, sendo esses, portanto, incorporados durante controle do CM que, por ser estabilizado com menores amplitudes em alta frequência, induziu menores deslocamentos de tronco e, portanto, menor perturbação dos braços (DE NUNZIO *et al.*, 2005). A baixa frequência de oscilação por sua vez, promoveu maior deslocamento corporal, exigindo maiores ajustes e, portanto, um ambiente mais propenso para que os efeitos da alta restrição da tarefa manual pudessem se destacar.

A estabilização da cabeça e do CM dada pela alta restrição em 0,4 Hz foram associadas com maiores valores encontrados na fase relativa da coordenação entre a plataforma-CM/CP em 0,4 Hz. Esses resultados sugerem que o intervalo mais prolongado entre os ciclos em baixa frequência de oscilação permitiu uma organização temporal, controlada por feedback e *feedforward*, mais apropriada da plataforma com as forças de reação do solo e com os deslocamentos corporais para se atingir melhor estabilidade postural na alta restrição da tarefa manual. O mesmo parece ter ocorrido na coordenação entre plataforma-CP, cujo modo de coordenação adotado em AR/ 0,4 Hz foi similar ao observado em BR/1 Hz.

A modulação da organização temporal também foi observada nas coordenações interarticulares associadas aos movimentos do ombro. Consistente com os resultados de De Lima-Pardini *et al.* (2014), nossas análises mostraram que para a coordenação entre tornozelo-ombro e quadril-ombro a alta frequência de oscilação, tanto em AR quanto em BR, induziu a um padrão de coordenação próximo ao modo anti-fase, com fase relativa próxima a 160°. Por outro lado, em 0,4 Hz AR induziu maiores valores de fase relativa na coordenação tornozelo-ombro, fazendo com que o padrão de coordenação adotado se aproximasse daquele encontrado em 1 Hz. Essas alterações mostram que o aumento da exigência de estabilidade da tarefa manual exerceu um rearranjo na coordenação entre tais articulações em busca de um modo mais estável para a realização da tarefa posturo-manual.

Aparentemente o modo de coordenação anti-fase pareceu favorecer a estabilidade da tarefa e a integração entre os componentes postural e manual. Esse comportamento pode ser

explicado através dos resultados encontrados em estudo conduzido por Buchanan e Horak (2003), em que os autores apontam sobre um controle independente entre tronco e pernas, caracterizado pela coordenação anti-fase. Tal independência permitiu a realização voluntária do padrão coordenativo de fixar a cabeça no espaço típico de altas frequências, em baixas frequências da plataforma. Dessa forma, mesmo quando a estabilização do tronco não era bem-sucedida, ainda era possível realizar a tarefa voluntariamente por meio do controle de CP. Já o padrão fixar a cabeça em relação à plataforma, típico de baixas frequências e caracterizado pelo modo de coordenação em-fase entre tronco e CP, não foi possível em frequências acima de 0,4 Hz. Com essas evidências, é coerente afirmar que a coordenação anti-fase permite maior estabilidade postural para efetuar as correções necessárias em situações mais adversas, como no caso da realização de uma tarefa voluntária em alta frequência ou ao executar uma ação voluntária com alta demanda de estabilidade em baixa frequência.

Embora os efeitos de restrição da tarefa manual tenham sido mais evidentes na frequência de 0,4 Hz, também foi encontrada influência da alta restrição na adaptação das respostas posturais e manuais em 1 Hz. Foi encontrado que na alta restrição houve aumento na amplitude das oscilações do CP. Além disso, maiores amplitudes de oscilação de ombro foram induzidas por AR em ambas as frequências de oscilação. Em conjunto, esses resultados sugerem que os movimentos do ombro foram realizados para compensar a baixa oscilação do tronco, que em alta frequência permaneceu fixo no espaço, sendo coordenado em modo anti-fase com as pernas, e assim contrabalancear o deslocamento do corpo com a plataforma e estabilizar a bandeja com menores deslocamentos. Essas análises sugerem que o controle na tarefa posturo-manual também foi modulado na frequência de 1 Hz para cumprir com a demanda de estabilidade imposta pela tarefa manual.

Comparando com os resultados dos estudos de Coelho et al. (2016), De Lima et al. (2010) e De Lima-Pardini et al. (2014), realizados em postura perturbada, notou-se que nesses estudos a estabilidade da bandeja em AR aumentou em associação à redução na amplitude angular do ombro, enquanto que no atual estudo tal estabilidade foi atingida com o aumento da amplitude dessa articulação. Essa diferença no comportamento da articulação do ombro destaca a plasticidade do sistema neural em responder com adaptações distintas à mesma tarefa manual em diferentes contextos (postura perturbada e postura dinâmica), atingindo o mesmo objetivo (estabilidade da bandeja). Tais resultados se devem não somente ao tipo de perturbação, mas também à previsibilidade, caracterizando a adaptação das respostas por um comportamento mais reativo, no caso da postura perturbada, ou por um comportamento

antecipatório, respectivo ao controle postural dinâmico. O deslocamento da bandeja no presente estudo é primordialmente a variável que traduz o desempenho na tarefa manual. Entretanto, podemos observar que esta variável também representa a estabilidade da tarefa posturo-manual como um todo, situando um ponto de convergência de toda a complexidade envolvida na coordenação entre tronco, pernas e braços. Nossos resultados apontaram que a alta restrição da tarefa manual induziu alterações globais dadas por menores valores de deslocamento do CM, da cabeça e da bandeja em 0,4 Hz, expressando assim, a urgência do sistema de controle postural em reduzir as oscilações corporais para atender à demanda de estabilidade imposta pela tarefa manual durante as translações da plataforma.

Esses resultados divergem das conclusões obtidas por Pozzo et al. (1995) ao encontrarem que o aumento de restrição imposta pela estabilização distal de um copo com água durante o equilíbrio dinâmico da postura em superfície instável não produziu mudanças significativas na análise cinemática do controle da cabeça e do tronco. Para os autores a estabilização da cabeça (ou do seguimento cabeça-tronco) por promover referência de verticalidade, é tida pela hierarquia do sistema de controle motor como tarefa de alta prioridade, podendo esta influenciar o desempenho da tarefa manual, mas não o contrário. De fato, nossos resultados condizem com esta interpretação no que diz respeito à importância do controle da cabeça e sua influência na estabilidade postural e manual. Entretanto, observou-se no presente estudo, e em estudos anteriores mais recentes realizados em postura perturbada (DE LIMA *et al.*, 2009; DE LIMA *et al.*, 2010; TRIVEDI *et al.*, 2010; PAPEGAAIJ *et al.*, 2012; DE LIMA-PARDINI *et al.*, 2014; COELHO *et al.*, 2016), que o inverso também ocorre. Logo, nossos resultados são consistentes com a conceituação de que o controle manual e postural realizado simultaneamente em uma tarefa dupla é controlado como uma unidade funcional (DE LIMA *et al.*, 2010). Ou seja, uma interação recíproca ocorre entre os componentes da tarefa manual e postural da tarefa dupla, em que a alta restrição imposta pela tarefa manual gera estabilidade nas respostas posturais ao mesmo tempo em que a estabilidade das respostas posturais gera estabilidade manual. Essa reciprocidade também tem sido amplamente investigada em diversos estudos em postura quieta (ERA *et al.*, 1996; MONONEN *et al.*, 2007; HADDAD *et al.*, 2010; KO *et al.*, 2017b) que têm mostrado a importância da estabilidade postural na precisão de acertar um alvo, por exemplo, assim como a exigência de precisão na tarefa manual reflete no aumento de estabilidade postural. Em postura dinâmica, Madehkhaksar e Egges (2016) mostraram que menores oscilações corporais ocorreram na tarefa de subir escada ao segurar uma caneca cheia de água, da mesma forma que a estabilidade adquirida na tarefa da marcha aumentou a estabilidade da mão para a água

não derramar. Essas observações sugerem que o sistema motor funciona em uma via de mão dupla e que atua de maneira integrada no controle simultâneo de duas ações motoras, mesmo que cada uma das tarefas seja organizada por diferentes níveis de controle motor.

8 CONCLUSÕES

- 1) Em comparação à alta frequência, a baixa frequência de oscilação da base de suporte induziu maiores amplitudes de oscilação corporal e do objeto manipulado.
- 2) A alta restrição da tarefa manual induziu adaptações na regulação posturo-manual levando à estabilização simultânea do equilíbrio corporal dinâmico e do objeto manipulado.
- 3) Os efeitos de restrição da tarefa manual foram observados em variáveis métricas e coordenativas associadas à regulação do equilíbrio dinâmico.
- 4) Os efeitos de restrição de tarefa manual foram mais evidentes em baixa frequência do que em alta frequência de oscilação da base de suporte.

REFERÊNCIAS¹

- AMADO, A. C. et al. Coupling of postural and manual tasks in expert performers. **Human Movement Science**, v. 46, p. 251-60, Apr 2016.
- BALASUBRAMANIAM, R.; RILEY, M. A.; TURVEY, M. T. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. **Gait & Posture**, v. 11, n. 1, p. 12-24, Feb 2000.
- BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology**, v. 81, n. 5, p. 2325-39, May 1999.
- _____. Transitions in a postural task: do the recruitment and suppression of degrees of freedom stabilize posture? **Experimental Brain Research**, v. 139, n. 4, p. 482-94, Aug 2001a.
- _____. Vestibular loss disrupts control of head and trunk on a sinusoidally moving platform. **Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation**, v. 11, n. 6, p. 371-89, 2001b.
- _____. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioural Brain Research**, v. 143, n. 2, p. 121-40, Aug 14 2003.
- CAVANAUGH, J. T. M., V. S.; STERGIOU, N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation** v. 4, n. 42, p. 1-7, 2007.
- COELHO, D. B.; BOURLINOVA, C.; TEIXEIRA, L. A. Higher order balance control: distinct effects between cognitive task and manual steadiness constraint on automatic postural responses. **Human Movement Science**, v. 50, p. 62-72, Oct 24 2016.
- CORNA, S. et al. Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited? **Experimental Brain Research**, v. 124, n. 3, p. 331-41, Feb 1999.
- DE LIMA-PARDINI, A. C. et al. Aging increases flexibility of postural reactive responses based on constraints imposed by a manual task. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 6, p. 327, 2014.
- DE LIMA-PARDINI, A. C. et al. The interaction of postural and voluntary strategies for stability in Parkinson's disease. **Journal of Neurophysiology**, v. 108, n. 5, p. 1244-1252, Sep 2012.
- DE LIMA, A. C.; DE AZEVEDO NETO, R. M.; TEIXEIRA, L. A. On the functional integration between postural and supra-postural tasks on the basis of contextual cues and task constraint. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 615-618, Oct 2010.
- DE LIMA, A. C.; DE TOLEDO, D. R.; TEIXEIRA, L. A. Postural adjustments are modulated by manual task complexity. **Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance**, v. 11, n. 4, p. 400-407, 2009.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT NBR 6023).

DE NUNZIO, A. M.; NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. Head stabilization on a continuously oscillating platform: the effect of a proprioceptive disturbance on the balancing strategy. **Experimental Brain Research**, v. 165 p. 261-272, 2005.

DE NUNZIO, A. M.; SCHIEPPATI, M. Time to reconfigure balancing behaviour in man: changing visual condition while riding a continuously moving platform. **Experimental Brain Research**, v. 178, n. 1, p. 18-36, Mar 2007.

DIETZ, V. et al. Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 93, n. 2, p. 352-62, 1993.

ERA, P. et al. Postural stability and skilled performance--a study on top-level and naive rifle shooters. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 3, p. 301-6, Mar 1996.

FLATTERS, I. et al. Children's head movements and postural stability as a function of task. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 6, p. 1953-70, 2014.

FUJITA, H. K., K.; WAKATA, S.; HIYAMIZU, M. ; MORIOKA, S. Role of the frontal cortex in standing postural sway tasks while dual-tasking: a functional near-infrared spectroscopy study examining working memory capacity. **Biomed Research International**, v. 2016, p. 1-10, 2016.

FUJIWARA, K. et al. Postural control adaptability to floor oscillation in the elderly. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 26, n. 4, p. 485-93, Jun 2007.

HADDAD, J. M. et al. Development of the coordination between posture and manual control. **Journal of Experimental Child Psychology**, v. 111, n. 2, p. 286-98, Feb 2012.

HADDAD, J. M. et al. Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 155-61, May 2006.

HADDAD, J. M. et al. Task-dependent postural control throughout the lifespan. **Exercise And Sport Sciences Reviews**, v. 41, n. 2, p. 123-132, Apr 2013.

HADDAD, J. M. et al. Time-to-contact measures capture modulations in posture based on the precision demands of a manual task. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 592-6, Oct 2010.

HORAK, F. B.; DICKSTEIN, R.; PETERKA, R. J. Diabetic neuropathy and surface sway-referencing disrupt somatosensory information for postural stability in stance. **Somatosensory & Motor Research**, v. 19, n. 4, p. 316-26, 2002.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, Jun 1986.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 82, n. 1, p. 167-77, 1990.

HUANG, C. Y.; CHERNG, R. J.; HWANG, I. S. Reciprocal influences on performances of a postural-suprapostural task by manipulating the level of task-load. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 413-9, Jun 2010.

HUANG, C. Y.; HWANG, I. S. Behavioral data and neural correlates for postural prioritization and flexible resource allocation in concurrent postural and motor tasks. **Human Brain Mapping**, v. 34, n. 3, p. 635-50, Mar 2013.

KAO, P. C. et al. Walking stability during cell phone use in healthy adults. **Gait & Posture**, v. 41, n. 4, p. 947-53, May 2015.

KO, J. H.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Postural coordination patterns as a function of rhythmical dynamics of the surface of support. **Experimental Brain Research**, v. 226, n. 2, p. 183-91, Apr 2013.

_____. Transition of COM-COP relative phase in a dynamic balance task. **Human Movement Science**, v. 38, p. 1-14, Dec 2014.

KO, J. H.; HAN, D. W.; NEWELL, K. M. Skill level changes the coordination and variability of standing posture and movement in a pistol-aiming task. **Journal of Sports Sciences**, p. 1-8, Jun 19 2017a.

_____. Skill level constrains the coordination of posture and upper-limb movement in a pistol-aiming task. **Human Movement Science**, v. 55, p. 255-263, Oct 2017b.

KO, J. H.; NEWELL, K. M. Organization of postural coordination patterns as a function of scaling the surface of support dynamics. **Journal of Motor Behaviour**, v. 47, n. 5, p. 415-26, 2015.

KO, Y. G.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. **Human Movement Science**, v. 20, n. 6, p. 737-64, Dec 2001.

KO, Y. G. et al. Organization of compensatory postural coordination patterns. **Journal of Motor Behavior**, v. 35, n. 4, p. 325-42, Dec 2003.

LAATAR, R. et al. The effect of cell phone use on postural balance and mobility in older compared to young adults. **Physiology & Behavior**, v. 173, p. 293-297, May 1 2017.

LISPECTOR, C. **A maçã no escuro**. Rio de Janeiro: Rocco, 1978.

MADEHKHAKSAR, F.; EGGES, A. Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations. **Gait & Posture**, v. 43, p. 114-9, Jan 2016.

MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 465-72, Jul 1998.

MONONEN, K. et al. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 17, n. 2, p. 180-5, Apr 2007.

MOORE, S. P. et al. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. **Experimental Brain Research**, v. 73, n. 3, p. 648-58, 1988.

MORIOKA, S.; HIYAMIZU, M.; YAGI, F. The effects of an attentional demand tasks on standing posture control. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science** v. 24, n. 3, p. 215-219, May 2005.

MUJDECI, B. T., D.; YAGCIOGLUC, S.; AKSOYB, S. The effects of concurrent cognitive tasks on postural sway in healthy subjects. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. Volume 82, n. 1, p. 3-10, 2016.

NEGAHBAN, H. K., M.; GOHARPEY, S.; MEHRAVAR, M.; NAMNIK, N. Posture–cognition interaction during quiet standing in patients with knee osteoarthritis. **Physiotherapy Theory Practice**, v. 31, n. 8, p. 540-6, 2015.

PAPEGAALJ, S. et al. Keeping your balance while balancing a cylinder: interaction between postural and voluntary goals. **Experimental Brain Research**, v. 223, n. 1, p. 79-87, Nov 2012.

POZZO, T.; LEVIK, Y.; BERTHOZ, A. Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. **Experimental Brain Research**, v. 106, n. 2, p. 327-38, 1995.

REYNAUD, E. et al. On the neurocognitive origins of human tool use : A critical review of neuroimaging data. **Neuroscience and Biobehavioural Reviews**, v. 64, p. 421-37, May 2016.

RILEY, M. A. et al. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v. 18, p. 795-817, 1999.

RODRIGUES, S. T. et al. Postural Control During Cascade Ball Juggling: Effects of Expertise and Base of Support. **Perceptual Motor Skills**, v. 123, n. 1, p. 279-94, Aug 2016.

SCHIEPPATI, M. G., A.; NARDONE, A. Variability in a dynamic postural task attests ample flexibility in balance control mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 144, p. 200-210, 2002.

SCHMID, M. et al. Adaptation to continuous perturbation of balance: progressive reduction of postural muscle activity with invariant or increasing oscillations of the center of mass depending on perturbation frequency and vision conditions. **Human Movement Science**, v. 30, p. 262-278, 2011.

SCHMID, M.; SOZZI, S. Temporal features of postural adaptation strategy to prolonged and repeatable balance perturbation. **Neuroscience Letters**, v. 628, p. 110-5, Aug 15 2016.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: theory and practical applications**. 2. Philadelphia: 2001.

SKOYLES, J. R. Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. **Medical Hypotheses** v. 66, p. 1060-1068, 2006.

TRIVEDI, H. et al. Postural responses to unexpected perturbations of balance during reaching. **Experimental Brain Research**, v. 202, n. 2, p. 485-91, Apr 2010.

USTINOVA, K. I.; LANGENDERFER, J. E. Postural stabilization by gripping a stick with different force levels. **Gait & Posture**, v. 38, n. 1, p. 97-103, May 2013.

VAN EMMERIK, R. E. A. V. W., E.E.H. On the functional aspects of variability in postural control. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 30, n. 4, p. 177-183, 2002.

VAN OOTEGHEM, K. et al. Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 4, p. 603-611, Jun 2008.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

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

WULF, G. et al. Reciprocal influences of attentional focus on postural and suprapostural task performance. **Journal of Motor Behavior**, v. 36, n. 2, p. 189-199, 2004.

WULF, G. et al. Attentional focus on suprapostural tasks affects balance learning. **The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A**, v. 56, n. 7, p. 1191-211, Oct 2003.

ANEXO

Resultados completos das análises de variância para cada variável, seguidos por comparações post hoc.

Tabela 1 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento da bandeja

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	454,19	1	454,18	423,35	<0,001	0,96
Erro	20,38	19	1,07			
Restrição	1,11	1	1,11	6,05	0,024	0,24
Erro	3,47	19	0,18			
Frequência*Restrição	1,43	1	1,43	6,73	0,018	0,26
Erro	4,04	19	0,21			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 2 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento da bandeja

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		0,003	<0,001	<0,001
0,4	AR			<0,001	<0,001
1,0	BR				0,826
1,0	AR				

Tabela 3 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento da cabeça

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	320,33	1	320,33	271,32	<0,001	0,93
Erro	22,43	19	1,18			
Restrição	2,01	1	2,01	7,13	0,015	0,27
Erro	5,34	19	0,28			
Frequência*Restrição	3,81	1	3,81	16,59	<0,001	0,47
Erro	4,36	19	0,23			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 4 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento da cabeça

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		<0,001	<0,001	<0,001
0,4	AR			<0,001	<0,001
1,0	BR				0,439
1,0	AR				

Tabela 5 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento do CM

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	372,28	1	372,28	350,67	0,001	0,95
Erro	20,17	19	1,06			
Restrição	0,26	1	0,26	1,05	0,318	0,05
Erro	4,72	19	0,25			
Frequência*Restrição	2,29	1	2,29	15,52	0,001	0,45
Erro	2,80	19	0,15			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 6 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da amplitude de deslocamento do CM

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		0,001	<0,001	<0,001
0,4	AR			<0,001	<0,001
1,0	BR				0,080
1,0	AR				

Tabela 7 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de deslocamento do CP

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	161,13	1	161,13	86,66	<0,001	0,82
Erro	35,33	19	1,86			
Restrição	1,26	1	1,26	1,12	0,303	0,05
Erro	21,37	19	1,12			
Frequência*Restrição	2,94	1	2,94	4,20	0,054	0,18
Erro	13,30	19	0,70			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 8 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do ombro

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	8,46	1	8,46	31,56	0,001	0,62
Erro	5,09	19	0,27			
Restrição	6,22	1	6,22	32,60	0,001	0,63
Erro	3,63	19	0,19			
Frequência*Restrição	0,05	1	0,05	1,20	0,286	0,06
Erro	0,81	19	0,04			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 9 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do quadril

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	163,65	1	163,65	48,69	<0,001	0,72
Erro	63,86	19	3,36			
Restrição	0,27	1	0,27	0,79	0,385	0,04
Erro	6,44	19	0,34			
Frequência*Restrição	<0,00	1	<0,00	0,05	0,826	<0,00
Erro	3,16	19	0,17			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 10 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da amplitude de rotação da articulação do tornozelo

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	44,24	1	44,24	109,79	<0,001	0,85
Erro	7,65	19	0,40			
Restrição	0,04	1	0,04	0,83	0,374	0,04
Erro	1	19	0,05			
Frequência*Restrição	0,06	1	0,06	0,89	0,358	0,04
Erro	1,33	19	0,07			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 11 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre cabeça-plataforma

	SQ	gl	QM	F	p	ηp^2
Frequência	123559,4	1	123559,4	45,40	<0,001	0,70
Erro	51708,7	19	2721,5			
Restrição	841,6	1	841,6	2,39	0,138	0,11
Erro	6687,1	19	352,0			
Frequência*Restrição	1306,4	1	1306,4	3,91	0,063	0,17
Erro	6345,0	19	333,9			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 12 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre CM-plataforma

	SQ	gl	QM	F	p	ηp^2
Frequência	0,12	1	0,12	0,14	0,708	<0,00
Erro	15,64	19	0,82			
Restrição	5,21	1	5,21	6,92	0,016	0,27
Erro	14,31	19	0,75			
Frequência*Restrição	4,28	1	4,28	4,77	0,042	0,20
Erro	17,07	19	0,90			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 13 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre CM-plataforma

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		0,020	0,214	0,338
0,4	AR			0,149	0,0878
1,0	BR				0,875
1,0	AR				

Tabela 14 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre CP-plataforma

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	48586,1	1	48586,1	10,77	0,004	0,36
Erro	85737,3	19	4512,5			
Restrição	1764,9	1	1764,9	5,99	0,024	0,24
Erro	5595,2	19	294,5			
Frequência*Restrição	5200,2	1	5200,2	11,62	0,003	0,38
Erro	8498,8	19	447,3			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 15 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre CP-plataforma

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		0,001	<0,001	<0,001
0,4	AR			<0,001	<0,001
1,0	BR				0,327
1,0	AR				

Tabela 16 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre tornozelo-ombro

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	9052	1	9052	12,33	0,002	0,39
Erro	13948	19	734			
Restrição	5833	1	5833	14,37	0,001	0,43
Erro	7713	19	406			
Frequência*Restrição	5948	1	5948	13,79	0,001	0,42
Erro	8196	19	431			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 17 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre tornozelo-ombro

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		<0,001	<0,001	<0,001
0,4	AR			0,800	0,547
1,0	BR				0,980
1,0	AR				

Tabela 18 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre quadril-ombro

	SQ	gl	QM	F	p	η_p^2
Frequência	56565	1	56565	65,13	<0,001	0,77
Erro	16502	19	869			
Restrição	2974	1	2974	3,66	0,071	0,16
Erro	15422	19	812			
Frequência*Restrição	2253	1	2253	5,17	0,034	0,21
Erro	8277	19	436			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; η_p^2 , eta quadrado parcial

Tabela 19 – Resultado da comparação post hoc pelo teste de Newman-Keuls da fase relativa entre quadril-ombro

Frequência	Restrição	$\{1\}$	$\{2\}$	$\{3\}$	$\{4\}$
0,4	BR		0,002	<0,001	<0,001
0,4	AR			<0,001	<0,001
1,0	BR				0,813
1,0	AR				

Tabela 20 – Resultado da análise de variância 2 (restrição) x 2 (frequência) da fase relativa entre quadril-tornozelo

	SQ	gl	QM	F	p	ηp^2
Frequência	67534,2	1	67534,2	58,63	<0,001	0,75
Erro	21884,8	19	1151,8			
Restrição	929,7	1	929,7	1,83	0,191	0,09
Erro	9627,5	19	506,7			
Frequência*Restrição	11,8	1	11,8	0,02	0,891	<0,00
Erro	11710,9	19	616,4			

SQ , soma dos quadrados; gl , graus de liberdade; QM , quadrado médio; ηp^2 , eta quadrado parcial