

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

JÉSSICA RODRIGUEZ LARA

**Efeitos da estimulação tátil adicional sobre a regularidade das flutuações do centro de
pressão durante tarefas de controle postural bipedal e unipedal**

São Paulo
2019

JÉSSICA RODRIGUEZ LARA

Efeitos da estimulação tátil adicional sobre a regularidade das flutuações do centro de pressão durante tarefas de controle postural bipedal e unipedal

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Ciências da Atividade Física.

Versão corrigida contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em 26 de fevereiro de 2019. A versão original encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da EACH/USP e na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD), de acordo com a Resolução CoPGr 6018, de 13 de outubro de 2011.

Área de Concentração:
Atividade Física, Saúde e Lazer

Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

São Paulo
2019

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

CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Universidade de São Paulo. Escola de Artes, Ciências e Humanidades. Biblioteca)

CRB 8 - 4936

Lara, Jéssica Rodriguez

Efeitos da estimulação tátil adicional sobre a regularidade das flutuações do centro de pressão durante tarefas de controle postural bipedal e unipedal / Jéssica Rodriguez Lara ; orientador, Fernando Henrique Magalhães. – 2019

35 p.: il.

Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo
Versão corrigida

1. Biomecânica. 2. Postura - Controle. 3. Percepção tátil. I. Magalhães, Fernando Henrique. orient. II. Título

CDD 22.ed. – 612.76

Nome: LARA, Jéssica Rodriguez

Título: Efeitos da estimulação tátil adicional sobre a regularidade das flutuações do centro de pressão durante tarefas de controle postural bipedal e unipedal

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física.

Área de Concentração:

Atividade Física, Saúde e Lazer

Aprovado em: 26/02/2019

Banca Examinadora

Prof. Dr.	Fernando Henrique Magalhães	Instituição: Universidade de São Paulo (EACH-USP)
Julgamento:	_____	Assinatura:
Prof. Dr.	Marcelo Massa	Instituição: Universidade de São Paulo (EACH-USP)
Julgamento:	_____	Assinatura:
Prof. Dr.	Cristiano Rocha da Silva	Instituição: Universidade de São Paulo (Poli-USP)
Julgamento:	_____	Assinatura:
Prof. Dr.	Renato Naville Watanabe	Instituição: Universidade Federal do ABC (UFABC)
Julgamento:	_____	Assinatura:

Dedico este trabalho à minha família.

Agradecimentos

Aos meus queridos pais, Elizabeth e Mauricio e ao meu irmão Diego pelo suporte, zelo e incentivo, em todos os momentos dessa trajetória.

Ao meu marido e companheiro de vida Jackson pelo amor, paciência e constante apoio e motivação.

Ao Professor Dr. Fernando Henrique Magalhães pela confiança, oportunidades, incentivos e ensinamentos. Pelo seu exemplo de caráter e profissional que de alguma forma sempre me guiará.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo financiamento desta pesquisa através da concessão de bolsa de mestrado.

“No meio da dificuldade está a oportunidade”

(Albert Einstein)

RESUMO

LARA, Jéssica Rodriguez. **Efeitos da estimulação tátil adicional sobre a regularidade das flutuações do centro de pressão em tarefas de controle postural bipedal e unipedal.** 2019. 35p. Dissertação (Mestrado em ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019. Versão corrigida.

Estudos demonstram que um toque efetuado pela ponta do dedo indicador sobre uma superfície externa rígida (a força exercida é mínima, não configurando um apoio mecânico) diminui consideravelmente a oscilação postural, o que indica que as informações sensoriais adquiridas pelos receptores táteis da ponta do dedo (i.e. relacionadas com as forças de contato entre o dedo e a superfície de apoio) fornecem ao sistema nervoso central informações relevantes que ajudam a manter a estabilidade postural. Esse efeito estabilizador proveniente do toque também tem sido associado a mecanismos supraposturais, como requisitos de precisão manual e demandas de atenção. A demanda atencional investida durante uma dada tarefa postural tem sido associada à regularidade das oscilações posturais, estimada pela entropia da amostra (SaEn) dos sinais do centro de pressão (CoP) (SaEnCoP). No entanto, nenhuma investigação anterior abordou se a regularidade das trajetórias do CoP é influenciada pelo toque suave do dedo (em inglês *light touch* “LT”) durante as tarefas posturais. Com base nos achados de estudos anteriores que sugeriram aumento da demanda atencional associada ao toque suave dos dedos (em comparação às condições de controle sem toque), a hipótese abordada foi de que a realização de tarefas posturais ao tocar levemente uma superfície externa rígida, além de atenuar a magnitude das oscilações posturais, estaria associada a níveis mais altos de regularidade do CoP (isto é, medidas baixas do SaEnCoP) em comparação com as condições de controle sem toque. Neste sentido, o objetivo do presente projeto foi investigar o efeito do toque suave do dedo sobre a regularidade das flutuações do CoP durante a manutenção da postura quieta bipedal e em uma tarefa de equilíbrio unipedal, de modo a analisar duas tarefas de controle postural com diferentes níveis de complexidade, associadas a diferentes níveis de demanda atencional. Sendo assim, 8 voluntários participaram dos experimentos na tarefa em postura quieta bipedal e 14 na tarefa de equilíbrio unipedal, ambas com e sem informação tátil adicional. Foram obtidos maiores valores de SaEnCoP na condição LT, tanto na tarefa de postura bipedal quanto em unipedal, sendo as diferenças significativas em relação a condição NT. Os resultados indicam que a presença de informações táteis adicionais levou a redução da instabilidade postural, mas não aumentou o grau de demanda de atenção na postura pelas flutuações do CoP mais irregulares (maiores valores de SaEnCoP), mesmo na tarefa mais complexa (equilíbrio unipedal). Isso sugere que, a automaticidade do controle postural foi maior, o que significa que a presença do toque tornou o controle postural mais efetivo (reduzindo as oscilações posturais), mas não o tornou mais cognitivamente dependente.

Palavras-chave: Atenção. Biomecânica. Integração sensoriomotora.

ABSTRACT

LARA, Jéssica Rodriguez. **Effects of light finger touch on the regularity of center of pressure fluctuations during quiet bipedal and single-leg postural tasks.** 2019. 35p. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2019. Corrected version.

Studies have been demonstrated that lightly touching an external rigid (the force exerted is minimal not setting a mechanical support) surface reduce the magnitude of postural oscillation. This decrease of postural sway indicates that the sensory information acquired by fingertip tactile receptors provides the central nervous system relevant information that aid to maintain postural stability. The stabilizing effect of light finger touch has been associated with sensory mechanisms involving enhanced proprioceptive feedback (e.g., from finger and hand muscles as well as from joint and cutaneous mechanoreceptors) and also with suprapostural mechanisms such as manual precision requirements and attentional demand. The attentional demand invested during a postural task has been associated with the regularity of the postural oscillations, as estimated by the sample entropy (SaEn) of center of pressure (CoP) signals (SaEnCoP). However, no previous investigation has addressed whether the regularity of CoP trajectories is influenced by light finger touch during postural tasks. Based on the previous findings that suggested an increased attentional demand associated with light finger touch (as compared to control conditions with no touch), the hypothesis addressed in the present study was that postural tasks performed when lightly touching an external rigid surface, besides attenuating the magnitude of postural oscillations, would be associated with higher levels of CoP regularity (i.e. lower measurements of SaEnCoP) as compared to control conditions with no touch. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of light finger touch on CoP regularity during two postural control tasks, quiet bipedal and single leg stance to investigate postural control tasks with different levels of complexity, which has been associated with different levels of attentional demand. We evaluated the CoP fluctuations in 8 volunteers during quiet bipedal posture and in 14 volunteers during single leg postural task, both with and without light finger touch. We obtained greater values of SaEnCoP in the LT condition in both bipedal and single leg posture tasks with significant differences compared to the NT condition. The findings indicate that light finger touch producing additional tactile informations that reduced postural instability did not increase the degree of attention demand in posture with the more irregular CoP fluctuations, even in the more complex task (single-leg stance). This suggests that the automaticity of postural control was greater which means that the presence of touch made postural control more effective (reducing postural oscillations), but did not made it more cognitively dependent.

Keywords: Attention. Biomechanics. Sensorimotor integration.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Esquema dos arranjos experimentais utilizados nas avaliações posturais, com o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em apoio unipedal (A) ou em apoio bipedal (B), com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato sobre o tripé. Pode-se observar (A) também exemplos de sinais adquiridos pelo transdutor de força (indicando a força de apoio aplicada pelo dedo) e pela plataforma de força (estatocinesiógrama com os sinais do CoP).....20
- Figura 2: Séries temporais representativas do CoP de um participante voluntário durante a permanência em postural quieta bipedal, na condição LT: (a) série temporal AP do deslocamento da média do CoP, (b) série temporal ML do deslocamento da média do CoP, (c) série temporal RD é a distância de cada ponto CoP à média CoP e (d) estabilograma do CoP.....23
- Figura 3: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) dos parâmetros associados aos sinais do CoP obtidos durante a tarefa de postura quieta bipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras), analisados no domínio do tempo. Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).....24
- Figura 4: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) da SaEn dos sinais do CoPap, CoPml e das séries temporais da RD obtidas durante a tarefa de postura quieta bipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras). Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).....26
- Figura 5: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) dos parâmetros associados aos sinais do CoP obtidos durante a tarefa de postura quieta unipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras), analisados no domínio do tempo. Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).....27
- Figura 6: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) da SaEn dos sinais do CoPap, CoPml e das séries temporais da RD obtidas durante a tarefa de postura quieta unipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras). Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).....28

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: Resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas (valores de T e P), comparando as condições com LT e NT durante a postura bipedal, sendo P significativo quando $< 0,05$25
- Tabela 2: Resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas (valores e T e P), comparando as condições com LT e NT durante a postura unipedal, sendo P significativo quando $< 0,05$27

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP: Ântero-Posterior

CoP: Centro de Pressão

CoPap: Centro de Pressão para a direção ântero-posterior

CoPap VM: Velocidade Média do Centro de Pressão para a direção ântero-posterior

CoPap SaEn: Sample Entropy (entropia da amostra) dos sinais do Centro de Pressão para a direção ântero-posterior

CoPap RMS: Root Mean Square (valor eficaz) para a direção ântero-posterior do Centro de Pressão

CoP área: Área de descolamento do Centro de Pressão

CoPml: Centro de Pressão para a direção médio-lateral

CoPml RMS: Root Mean Square (valor eficaz) do Centro de Pressão para a direção médio-lateral

CoPml SaEn: Sample Entropy (entropia da amostra) dos sinais do Centro de Pressão para a direção médio-lateral

CoPml VM: Velocidade Média do Centro de Pressão para a direção médio-lateral

EACH-USP: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo

LabCAF: Laboratório de Ciências da Atividade Física

LT: Light touch (toque suave)

ML: médio-lateral

N: Newton

NT: *No Touch* (sem toque)

RD: Distância Resultante

RD SaEn: Sample Entropy (entropia da amostra) das séries temporais da distância resultante

RMS: Root Mean Square (valor eficaz)

SaEn: Sample Entropy (entropia da amostra)

SaEnCoP: Sample Entropy (entropia da amostra) dos sinais do centro de pressão

SNC: Sistema Nervoso Central

VM: velocidade média

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Justificativa.....	17
1.2 Hipótese.....	17
1.3 Objetivo.....	17
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
2.1 Sujeitos.....	18
2.3 Materiais e equipamentos.....	18
2.3.1 Plataforma de força.....	18
2.3.2 Aparato para Manipulação de Informação Tátil (Apoio do Dedo Indicador).....	19
2.3.3 Placa para captação e geração de sinais via software LabView.....	20
2.4 Procedimentos.....	21
2.5 Aquisição de sinais.....	21
2.6 Análise dos dados e tratamento estatístico.....	21
2.6.1 Parâmetros de análise do controle postural.....	22
2.6.2 Entropia da amostra dos sinais do centro de pressão (SaEnCoP).....	22
3 RESULTADOS.....	24
3.1 Postura quieta bipedal.....	24
3.2 Tarefa de equilíbrio unipedal.....	26
4 DISCUSSÃO.....	29
5 CONCLUSÕES.....	32
REFERÊNCIAS.....	33

1 INTRODUÇÃO

Pesquisadores de diversas áreas têm investigado a oscilação postural aleatória exibida pelo ser humano durante a postura ortostática (DUARTE & ZATSIORSKY, 2000; PETERKA, 2000; ZATSIORSKY & DUARTE, 2000; BOTTARO *et al.*, 2005; MAURER, MERGNER & PETERKA, 2005; MEZZARANE & KOHN, 2007). O equipamento mais comumente empregado para mensuração dessa oscilação postural é a plataforma de força. Essa mede as forças e momentos de força nas três direções ortogonais, das quais se calcula o centro de pressão (CoP), que é o ponto na superfície de apoio onde é aplicada a força de reação do solo. Nesse sentido, é de amplo conhecimento que o controle da postura ereta exige uma transmissão de informações corretas entre os sistemas sensorial e neuromuscular, de modo que diferentes fontes de *feedback* sensorial (isto é, sistema visual, somatossensorial e vestibular) devem ser integradas para prover ao sistema nervoso central (SNC) informações relevantes sobre a localização e movimento dos segmentos corporais, contato com objetos externos e orientação postural (NASHNER *et al.*, 1988; WINTER, 1995; MCCOLLUM *et al.*, 1996; KLEINER *et al.*, 2011; CHEN & TSAI, 2015).

Sendo assim, uma série de estudos tem avaliado o controle postural de sujeitos saudáveis ou com patologias, por meio da análise de parâmetros associados ao CoP. Além dos estudos das oscilações posturais sem a aplicação de perturbações ao sujeito experimental, a manipulação de entradas visuais, vestibulares ou somatossensoriais, por exemplo, tem sido empregada para se verificar como o sistema nervoso se comporta na tarefa de manutenção da postura ereta (WIERZBICKA, GILHODES & ROLL, 1998; PRIPLATA *et al.*, 2003; MEZZARANE & KOHN, 2007; MAGALHAES & KOHN, 2011). Por exemplo, um toque suave efetuado pela ponta do dedo indicador (LT do inglês *light touch*) sobre uma superfície externa rígida (a força exercida é mínima, não configurando um apoio mecânico) diminui consideravelmente a oscilação postural (JEKA & LACKNER, 1994; JEKA, 1997), o que indica que as informações sensoriais adquiridas pelos receptores táteis da ponta do dedo (i.e. relacionadas com as forças de contato entre o dedo e a superfície de apoio) fornecem ao SNC informações relevantes que ajudam a manter a estabilidade postural.

Além dos mecanismos sensoriais envolvendo realimentação proprioceptiva aumentada (por exemplo, dos músculos dos dedos e das mãos, bem como dos mecanorreceptores articulares e cutâneos) (HOLDEN, VENTURA & LACKNER, 1994; CLAPP & WING, 1999; RABIN *et al.*,

2008), esse efeito estabilizador proveniente do LT também tem sido associado a mecanismos supraposturais, como requisitos de precisão manual (RILEY *et al.*, 1999; CHEN & TSAI, 2015) e demandas de atenção (KERR, *et al.*, 1985; TEASDALE *et al.*, 1993; VUILLERME *et al.*, 2006; ISHIGAKI *et al.*, 2016). Nesse sentido, tem sido sugerido que o uso de fontes extras de informações sensoriais associadas ao LT para aumentar a estabilidade postural fazem com que a regulação da oscilação postural seja mais cognitivamente dependente, como mostrado por tempos de reação mais longos (respostas a um estímulo auditivo) durante tarefas posturais realizadas com toque suave em comparação com as realizadas sem toque (NT do inglês *no touch*) e, portanto, uma maior demanda de atenção parece estar envolvida na estabilização da oscilação postural induzida pelo LT (WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2002; VUILLERME *et al.*, 2006). Em consonância com esses resultados, Riley *et al.* (RILEY *et al.*, 1999) mostraram que um foco de atenção orientado externamente era suficiente para gerar estabilização postural, mesmo que o objeto de toque fosse altamente instável (ou seja, uma cortina), representando assim um quadro de referência espacial limitado em relação à posição do corpo.

A demanda atencional investida durante uma dada tarefa postural tem sido associada à regularidade das oscilações posturais, estimada pela entropia da amostra (SaEn) dos sinais do CoP (SaEnCoP) (DONKER *et al.*, 2007). Mais especificamente, valores mais baixos de regularidade do CoP têm sido associados a condições posturais que são conhecidas por envolver níveis mais baixos de atenção na postura, como quando uma tarefa secundária é associada à demanda postural primária (i.e. experimentos de dupla tarefa) (ROERDINK *et al.*, 2006; CAVANAUGH, MERCER & STERGIOU, 2007; DONKER *et al.*, 2007; STINS *et al.*, 2009). Por exemplo, valores mais baixos de regularidade do CoP foram encontrados em participantes com maior nível de especialização em equilíbrio, como atletas treinados que precisariam investir menos atenção em tarefas posturais (SCHMIT, REGIS & RILEY, 2005; STINS *et al.*, 2009; ISABLEU *et al.*, 2017;), enquanto valores mais altos de regularidade do CoP foram encontrados em participantes com condições patológicas conhecidas por deteriorar a capacidade de equilíbrio e, portanto, demandar por níveis mais elevados de atenção (ROERDINK *et al.*, 2006; DONKER *et al.*, 2007; DONKER *et al.*, 2008; ROERDINK *et al.*, 2009; ROERDINK *et al.*, 2011).

Diante tal contexto, surpreendentemente, de acordo com o nosso conhecimento, nenhuma investigação anterior abordou se a regularidade das trajetórias do CoP é influenciada pelo LT. Sendo assim, o presente estudo teve como intuito explorar o efeito do LT na regularidade das flutuações do CoP em duas tarefas de controle postural com diferentes níveis de complexidade,

associadas a diferentes níveis de demanda atencional. De modo a melhor compreender os requisitos de atenção envolvidos na estabilização da oscilação postural associada ao LT explorando uma medida direta e objetiva (ou seja, SaEnCoP, refletindo a regularidade da oscilação) das trajetórias do CoP, que tem sido sugerida como indicativa das demandas de atenção.

1.1 Justificativa

A proposta de execução desse estudo se justificou na ausência de evidências na literatura, onde não constatamos qualquer investigação realizada com o propósito de explorar os efeitos da estimulação tátil adicional (LT) sobre a regularidade das flutuações do CoP durante tarefas de controle postural.

1.2 Hipótese

Com base nos achados de estudos anteriores, que sugeriram aumento da demanda atencional associada ao LT (em comparação às condições de NT) (RILEY *et al.*, 1999; VUILLERME *et al.*, 2006), nossa hipótese foi de que a realização de tarefas posturais ao tocar levemente uma superfície externa rígida, além de atenuar a magnitude das oscilações posturais, estaria associada a níveis mais altos de regularidade do CoP (isto é, medidas mais baixas do SaEnCoP) em comparação com as condições de controle NT.

1.3 Objetivo

O presente estudo teve como objetivo investigar o efeito da presença de informações táteis adicionais (i.e. LT sobre uma superfície rígida) sobre a regularidade das flutuações do CoP tanto

durante a manutenção da postura quieta bipedal quanto durante uma tarefa de equilíbrio unipedal, de modo a explorar duas tarefas de controle postural com diferentes níveis de complexidade, associadas a diferentes níveis de demanda atencional.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Sujeitos

22 adultos universitários voluntários de ambos os sexos, com idades entre 18 e 30 anos, leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética da Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP).

2.2 Local

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Ciências da Atividade Física (LabCAF) situado na (EACH-USP).

2.3 Materiais e equipamentos

2.3.1 *Plataforma de força*

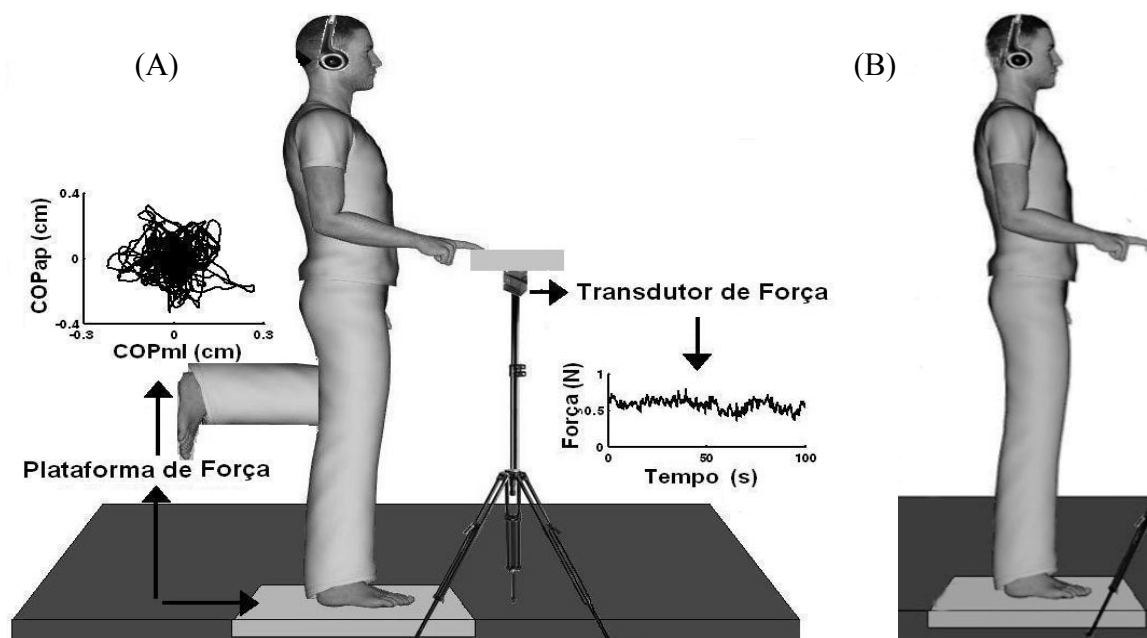
Uma plataforma de força da marca AMTI (OR6-7-2K), afixada ao solo do LabCAF, envolvido por um piso elevado, de forma a não haver nenhum desnível entre o piso e a plataforma. A plataforma de força forneceu informações de 3 forças e 3 momentos de força nos eixos X, Y, e Z,

totalizando assim 6 canais de aquisição. Os sinais da plataforma foram amplificados e filtrados (passa-baixas de 1 kHz) localmente antes de serem disponibilizados para aquisição. O sistema da plataforma possuía um canal de *trigger*, permitindo assim adequada sincronização entre os dados da plataforma e outros sistemas de aquisição.

2.3.2 *Aparato para Manipulação de Informação Tátil (Apoio do Dedo Indicador)*

Os sujeitos na condição experimental com informação tátil adicional, apoiaram a ponta do dedo da mão dominante sobre uma superfície rígida, que estava posicionada sobre um tripé de câmera filmadora com altura ajustável (ver Figura 1). A superfície de apoio foi posicionada sobre um medidor de força (*Transtec NA310*, Brasil), para que a força de contato do dedo com a superfície de apoio fosse monitorada. Fita adesiva dupla-face foi utilizada para garantir a aderência da polpa do dedo com a base de apoio. Um programa escrito em ambiente LabView atuou junto a uma placa da *National Instruments* (ver item 2.3.3) e fez a aquisição em tempo real dos sinais da força vertical aplicada pela ponta do dedo e, nos casos em que a força ultrapassou 1 N, um aviso foi emitido para que o sujeito diminuísse a força de contato. Esse procedimento foi necessário para evitar que se caracterizasse apoio mecânico do sujeito (i.e. os efeitos sobre o controle postural deveriam ser apenas resultado de informações sensoriais adicionais).

Figura 1: Esquema dos arranjos experimentais utilizados nas avaliações posturais, com o sujeito posicionado sobre a plataforma de força em apoio unipedal (A) ou em apoio bipedal (B), com o dedo indicador direito tocando a superfície de contato sobre o tripé. Pode-se observar (A) também exemplos de sinais adquiridos pelo transdutor de força (indicando a força de apoio aplicada pelo dedo) e pela plataforma de força (estatocinesiograma com os sinais do CoP).



Fonte: Figuras adaptadas de MAGALHAES e KOHN (2011).

2.3.3 Placa para captação e geração de sinais via software LabView

Um sistema multifuncional da *National Instruments (NI USB-6363BNC)*, com 32 canais de entradas analógicas (i.e. para aquisição de sinais) e equipado com 4 saídas analógicas com taxa de até 2,86 M amostras/s, permitiu a geração de pulsos de sincronismo com resoluções adequadas, que foram utilizados como *trigger* para sincronização entre os sinais da plataforma de força e do transdutor de força. Dessa forma, o sistema em questão foi utilizado tanto para aquisição quanto para o sincronismo dos sinais, atuando como interface para a programação do Software LabView que forneceu *feedback* visual no caso em que a força aplicada pela ponta do dedo ultrapassou 1 N.

2.4 Procedimentos

8 voluntários participaram dos experimentos na tarefa em postura quieta bipedal e 14 na tarefa de equilíbrio unipedal. Para a postura quieta bipedal, os participantes foram instruídos a ficar em pé por 70 segundos, em cima de uma plataforma de força da marca AMTI (OR6-7-2K), com os pés descalços, usando uma postura bípede com os pés separados seguindo a largura do quadril. Em apoio unipedal, os participantes foram instruídos a permanecer sobre a plataforma de força, o mais quietos possível. Duas condições experimentais foram testadas nas tarefas posturais: com e sem o contato do dedo indicador com uma superfície externa estável (com rigoroso controle da força vertical aplicada pelo apoio do dedo, como descrito acima). Cada sujeito realizou 5 repetições em cada condição, sendo que cada repetição consistiu em permanecer durante 70s na tarefa postural. As condições experimentais foram apresentadas em ordem aleatória.

2.5 Aquisição de sinais

Os sinais dos transdutores de força foram convertidos pelo sistema de aquisição de sinais da *National Instruments* (NI USB-6363 BNC), enquanto os sinais da plataforma de força foram convertidos pelos sistemas de aquisição sinais associados aos próprios equipamentos. O sincronismo entre as aquisições dos sinais foi realizado através de pulsos de sincronismo (trigger) gerados pela placa da *National Instruments* (NI USB-6363 BNC) e controlados pelo programa escrito em ambiente LabView. A taxa de amostragem foi de no mínimo 1 kHz. Os sinais adquiridos foram analisados, posteriormente, em rotinas escritas em ambiente MATLAB (Mathworks Inc.).

2.6 Análise dos dados e tratamento estatístico

2.6.1 Parâmetros de análise do controle postural

As oscilações posturais foram avaliadas por meio do cálculo do CoP nas direções ântero-posterior (CoPap) e médio-lateral (CoPml), utilizando uma rotina escrita em ambiente Matlab (Mathworks, Inc), a qual realizou a calibração e conversão dos sinais adquiridos pela plataforma de força (durante as avaliações com toque e sem toque, postura bipedal e unipedal) em unidades de força (Newton) e momento de força (Newton*metro). Para tanto, os sinais provenientes da plataforma de força foram filtrados a uma frequência de corte de 8 Hz (filtro digital passa baixa tipo Butterworth de 4ª ordem) permitindo a obtenção de parâmetros de interesse do sinal do CoP. Inicialmente, foram calculados os seguintes parâmetros clássicos de análise do sinal do CoP, associados a medidas lineares que refletem a “quantidade de balanço postural”: a área do estatocinesiograma, calculada a partir da obtenção de uma elipse englobando 95% dos dados do CoP, utilizando método proposto por Oliveira e colaboradores (1996) (OLIVEIRA, SIMPSON & NADAL, 1996); a velocidade média do CoP, calculada dividindo-se o deslocamento total do CoP (em mm) pelo tempo total (em s), tanto na direção AP quanto ML; e o valor eficaz (RMS), equivalente ao desvio padrão do deslocamento do CoP, também calculado tanto para a direção AP quanto ML.

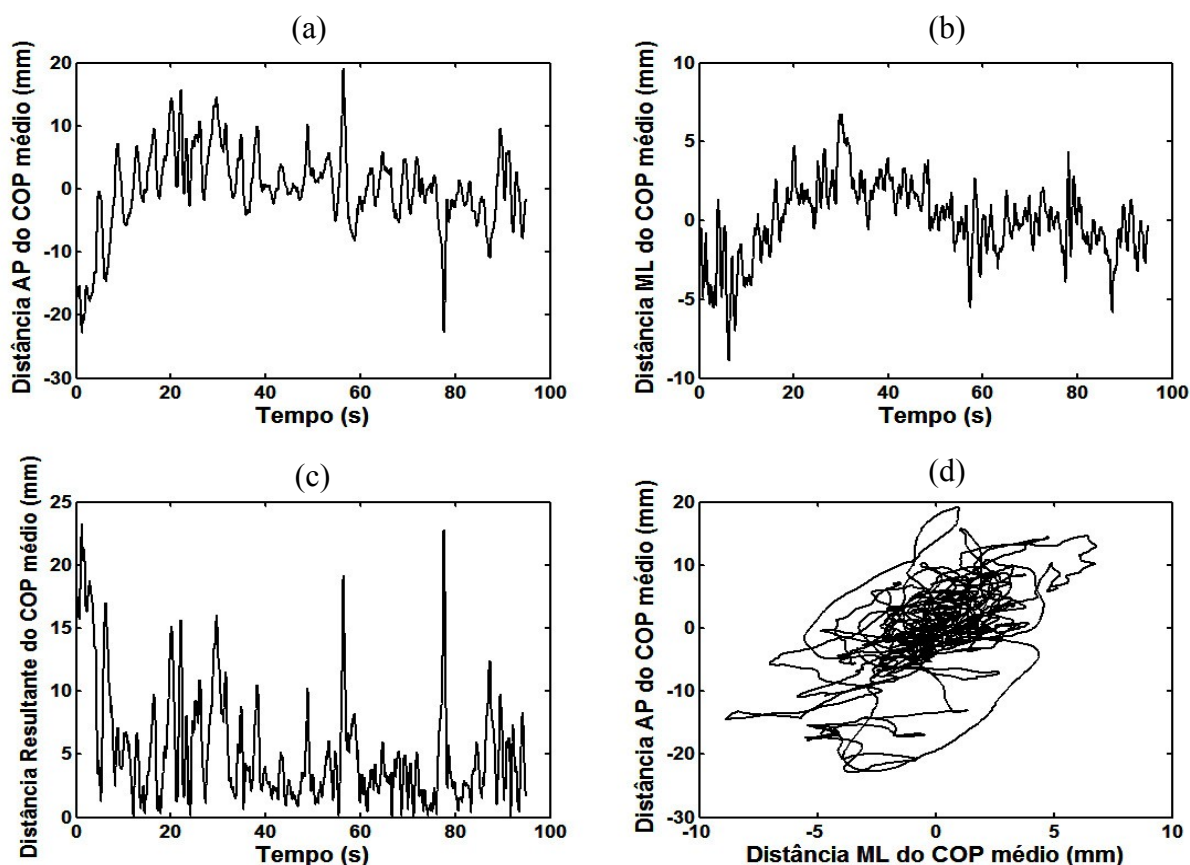
2.6.2 Entropia da amostra dos sinais do centro de pressão (SaEnCoP)

Para o cálculo da SaEnCoP, principal medida de interesse no presente estudo, as séries temporais AP e ML do CoP foram centradas na média zero antes da construção da série temporal da distância resultante (RD) do CoP. Mais especificamente, a RD é a distância vetorial do centro do posturograma para cada par de pontos na série temporal AP e ML e, portanto, não é sensível à orientação da base de apoio em relação à plataforma de força (PRIETO *et al.*, 1996). Adiante, as séries foram divididas pelos respectivos desvios-padrão, resultando em um posturograma normalizado. A entropia da amostra que é o logaritmo natural negativo da probabilidade condicional de duas sequências similares para m (tamanho das sequências comparadas) pontos permanecerem similares no próximo ponto foi quantificada para as séries temporais da distância da

RD sendo que os algoritmos propostos por Lake e colegas (RICHMAN & MOORMAN, 2000; LAKE *et al.*, 2002; RICHMAN, LAKE & MOORMAN, 2004) foram utilizados para estimar valores de SaEn correspondentes, tanto para direção AP quanto para ML.

As variáveis dependentes foram calculadas para cada repetição e a média das 5 repetições para cada uma das 4 condições experimentais foi calculada para cada participante. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Assumindo-se a hipótese de normalidade, para cada variável dependente, foi realizado um teste t de medidas repetidas a fim de estabelecer comparações entre as condições com e sem informações táteis adicionais. Todas as análises foram realizadas com o SPSS (versão 15.0), com o nível de significância fixado em 0,05.

Figura 2: Séries temporais representativas do CoP de um participante voluntário durante a permanência em postural quieta bipedal, na condição LT: (a) série temporal AP do deslocamento da média do CoP, (b) série temporal ML do deslocamento da média do CoP, (c) série temporal RD é a distância de cada ponto CoP à média CoP e (d) estabilograma do CoP.



3 RESULTADOS

3.1 Postura quieta bipedal

Foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque para os parâmetros do CoP analisados (CoPap RMS, CoPap VM, CoPml VM e CoP área), com exceção da variável CoPml RMS. Esses resultados indicam que as oscilações posturais foram menores quando os participantes realizaram o toque sobre a superfície rígida de apoio, em comparação a condição sem toque. A Figura 2 demonstra as médias e desvios-padrão, assim como os valores individuais dos parâmetros temporais associados aos sinais do CoP, correspondentes aos 8 participantes que realizaram a tarefa em postura quieta bipedal. A tabela 1, contém os resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas, com intervalo de confiança de 95%.

Figura 3: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) dos parâmetros associados aos sinais do CoP obtidos durante a tarefa de postura quieta bipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras), analisados no domínio do tempo. Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).

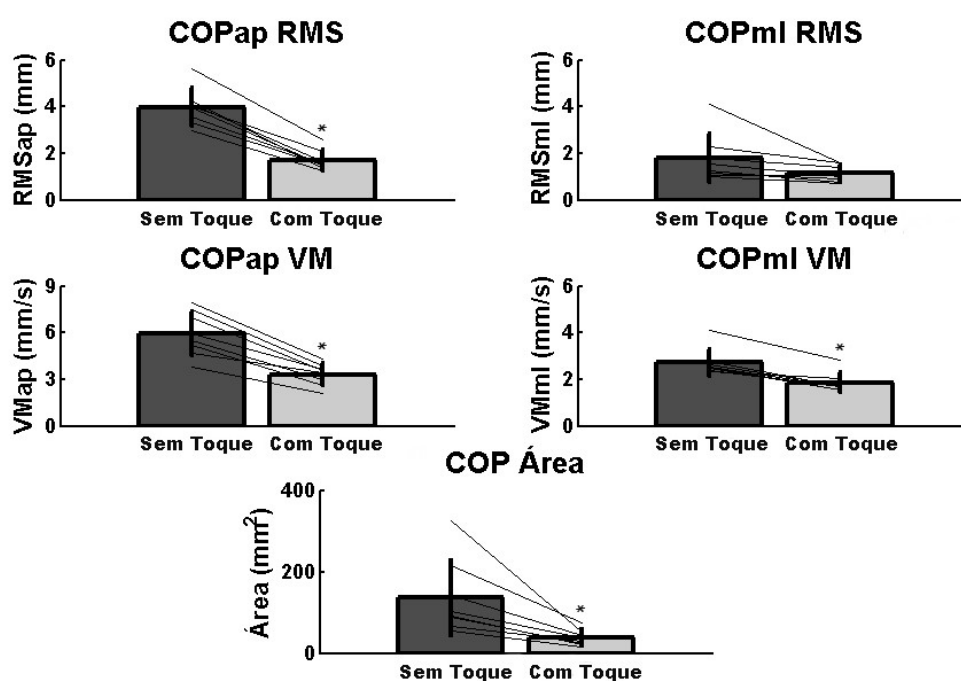
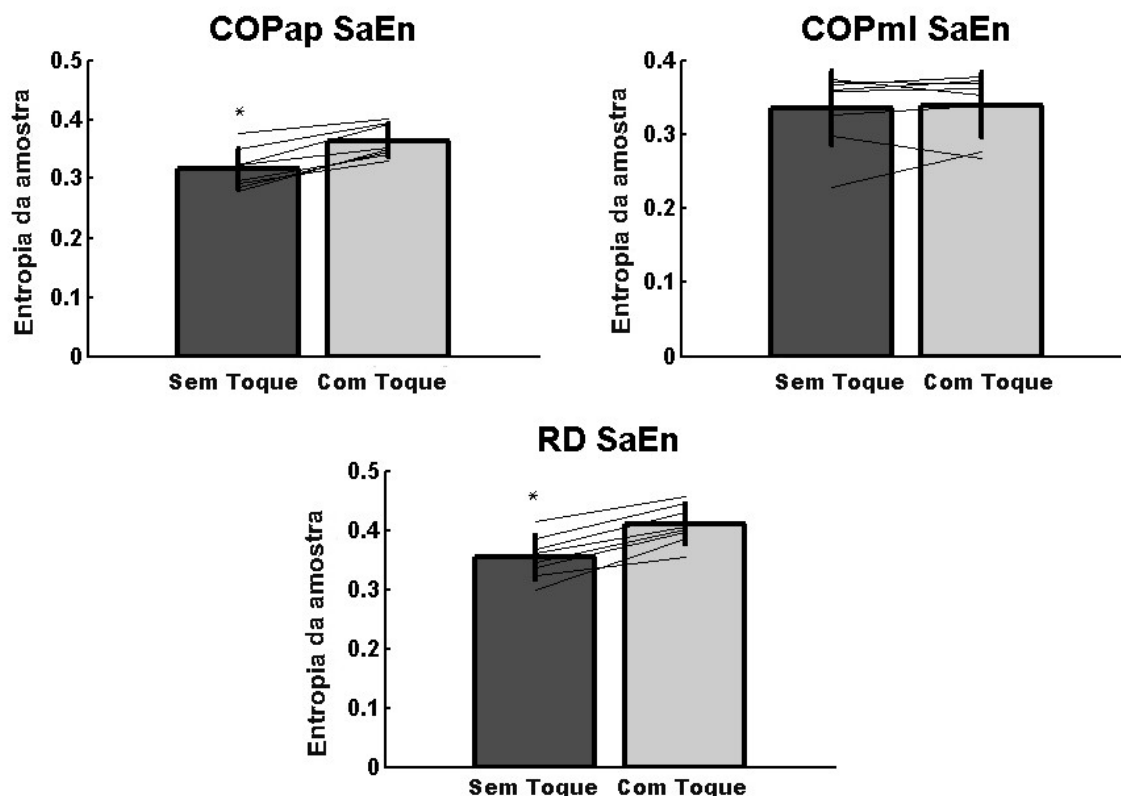


Tabela 1: Resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas (valores de T e P), comparando as condições com LT e NT durante a postura bipedal, sendo P significativo quando $< 0,05$.

	T(7)	P
CoPap RMS	13,123	<0,0001
CoPml RMS	2,343	0,0516
CoPap VM	8,703	<0,0001
CoPml VM	8,323	<0,0001
CoP área	3,570	0,0091

Foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque para os valores de SaEn dos sinais do CoPap e da RD ($T(7) = 7,769$ e $P = 0,0001$ para o CoPap; $T(7) = 9,423$ e $P < 0,001$ para RD), indicando maiores valores de SaEn na condição em que participantes realizaram o toque sobre a superfície rígida, em comparação à condição sem toque. Já em relação aos valores de SaEn associados aos sinais do CoPml, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque ($T(7) = 0,5019$ e $P = 0,6311$). A Figura 3 demonstra as médias e desvios-padrão, assim como os valores individuais da SaEn, tanto associados aos sinais do CoPap e CoPml separadamente quanto em relação a séries temporais da RD.

Figura 4: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) da SaEn dos sinais do CoPap, CoPml e das séries temporais da RD obtidas durante a tarefa de postura quieta bipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras). Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).



3.2 Tarefa de equilíbrio unipedal

Foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque para todos os parâmetros analisados, indicando que as oscilações posturais foram menores quando os participantes realizaram o toque sobre a superfície rígida, em comparação a condição sem toque. A Figura 4 demonstra as médias e desvios-padrão, assim como os valores individuais dos parâmetros temporais associados aos sinais do CoP, correspondentes aos 14 participantes que realizaram a tarefa de equilíbrio em apoio unipedal. A tabela 2 contém os resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas, com intervalo de confiança de 95%.

Figura 5: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) dos parâmetros associados aos sinais do CoP obtidos durante a tarefa de postura quieta unipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras), analisados no domínio do tempo. Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).

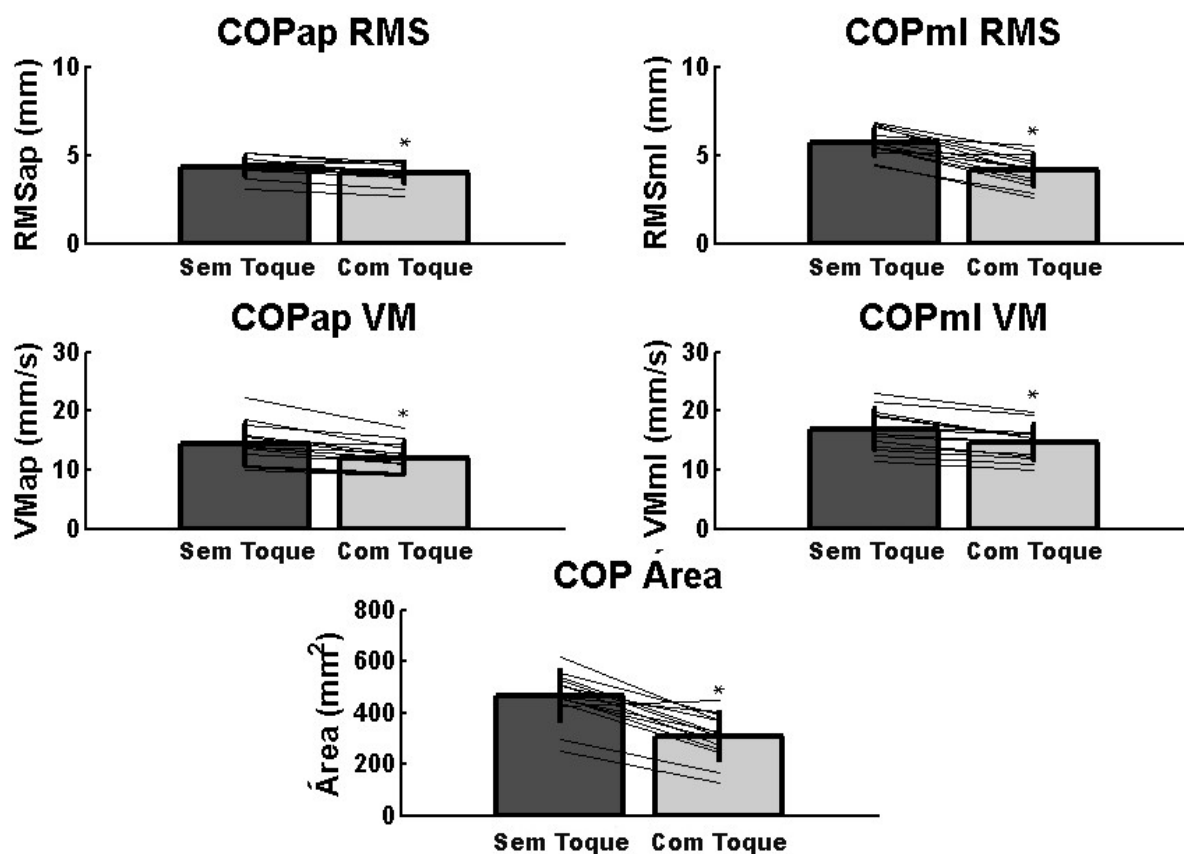
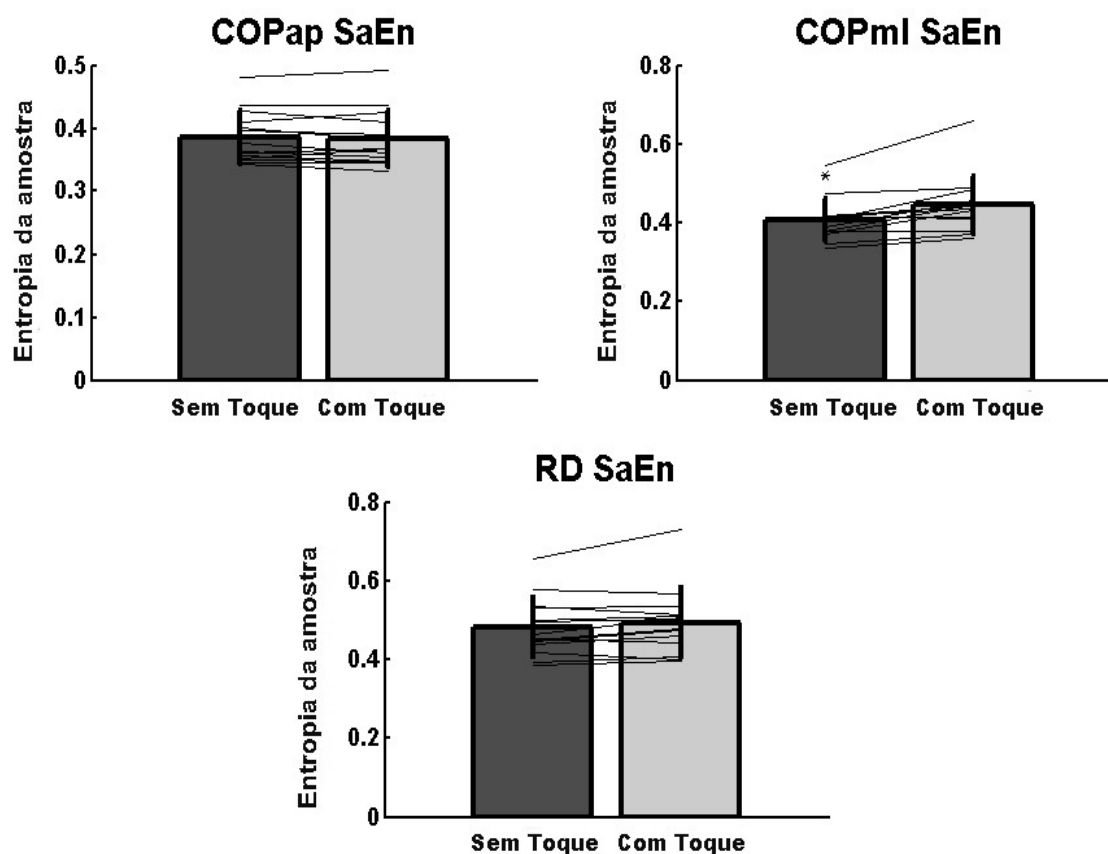


Tabela 2: Resultados das análises com o teste t de Student para medidas repetidas (valores e T e P), comparando as condições com LT e NT durante a postura unipedal, sendo P significativo quando $< 0,05$.

	T(13)	P
CoPap RMS	4,469	0,0006
CoPml RMS	8,748	<0,0001
CoPap VM	5,782	<0,0001
CoPml VM	6,622	<0,0001
CoP área	8,002	<0,0001

Foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque para os valores de SaEn dos sinais do CoPml ($T(7) = 4,031$ e $P = 0,0014$), indicando maiores valores de SaEn Copml na condição em que participantes realizaram o toque sobre a superfície rígida, em comparação a condição sem toque. Já em relação aos valores de SaEn associados aos sinais do CoPap e das séries temporais da RD, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque ($T(7) = 0,8778$ e $P = 0,3960$ para o CoPap; $T(7) = 1,838$ e $P = 0,0890$ para a RD). A Figura 5 demonstra as médias e desvios-padrão, assim como os valores individuais da SaEn, tanto associados aos sinais do CoPap e CoPml separadamente quanto em relação a séries temporais da RD.

Figura 6: Médias, desvios-padrão e valores individuais (linhas) da SaEn dos sinais do CoPap, CoPml e das séries temporais da RD obtidas durante a tarefa de postura quieta unipedal nas condições sem toque (barras escuras) e com toque (barras claras). Asterisco (*) indica diferença estatisticamente significativa entre as condições ($p < 0,05$).



4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar o efeito do toque leve da ponta do dedo sobre a regularidade das flutuações do CoP tanto durante a manutenção da postura quieta bipedal quanto durante uma tarefa de equilíbrio unipedal. Sendo assim, esperávamos com base nos achados de estudos anteriores, que sugeriram aumento da demanda atencional associada ao LT, em comparação às condições de controle NT (VUILLERME, ISABLEU & NOUGIER, 2006; ISHIGAKI *et al.*, 2016) que a realização das tarefas posturais ao tocar levemente uma superfície rígida externa, atenuaria a magnitude das oscilações posturais e estaria associada a níveis mais altos de regularidade dos sinais do CoP (medidas mais baixas do SaEnCoP) e a níveis mais altos de demanda atencional. Esclarecendo se a regularidade das flutuações do CoP é influenciada e de que forma pelo toque leve do dedo durante a execução de tarefas posturais de diferentes níveis de complexidade e demanda de atenção na postura.

O efeito LT sobre a estabilidade postural foi avaliado através da análise convencional do posturograma, mensurando parâmetros temporais dos sinais do CoP, nas direções AP e ML (CoPap RMS, CoPap VM, CoPml RMS, CoPml VM e CoP área), durante as tarefas bipedal e unipedal que permitiu analisar o controle postural com e sem a presença de informações táteis adicionais. Já o efeito do toque leve da ponta do dedo sobre a regularidade das flutuações dos sinais do CoP foi avaliado através da análise dinâmica não-linear das flutuações do CoP, a partir do cálculo da SaEnCoP para a série temporal da RD do CoP e nas direções AP e ML. A SaEn é uma medida que relaciona-se de modo inversamente proporcional à regularidade, sendo que maiores valores de SaEnCoP representam menores valores de regularidade do CoP (HANSEN *et al.*, 2017).

Os resultados dessas análises demonstraram que a oscilação postural foi reduzida durante a condição com toque tanto na tarefa de postura bipedal como na de equilíbrio unipedal, ou seja, maior foi a estabilidade do controle postural, com diferença estatisticamente significativa comparada as condições sem toque. Confirmando a hipótese levantada de que as oscilações posturais seriam minimizadas nas condições com informações táteis adicionais. Esses resultados são consistentes aos de estudos anteriores que demonstraram o efeito de estabilização postural do LT em diferentes condições posturais e envolvendo a associação de outras manipulações sensoriais (JEKA & LACKNER *et al.*, 1994; JEKA, 1997; CLAPP & WING, 1999).

Na tarefa de equilíbrio unipedal todos os parâmetros temporais dos sinais do CoP demonstraram efeito do toque, assim como na tarefa de postura bipedal, com exceção, nesta última, do parâmetro RMSml do CoP que não demonstrou diferenças significativas. Isso pode ser explicado pela base de suporte mais larga da postura bipedal resultar em uma inerente estabilização postural na direção médio-lateral, de modo que as flutuações na direção ântero-posterior são mais frequentes e o efeito do toque mais expressivo neste componente do CoP (CLAPP & WING, 1999).

Vuillerme e colaboradores (2006) sugerem que essa estabilização postural induzida pelo LT parece envolver diferentes níveis de demanda de atenção. E a associação de demanda atencional e regularidade das oscilações posturais tem sido amplamente descrita como maior a demanda de atenção na postura, maior a regularidade das oscilações posturais (ROERDINK *et al.*, 2006; CAVANAUGH, MERCER & STERGIOU, 2007; DONKER *et al.*, 2007; STINS *et al.*, 2009). Além disso, tem sido descrito que quanto maior o grau de dificuldade da tarefa, maior o envolvimento cognitivo no controle postural (VUILLERME & NOUGIER, 2004; DONKER *et al.*, 2007). E de acordo com Donker *et al.*, 2007; Stins *et al.*, 2009 e Roerdink *et al.*, 2011, padrões posturais mais irregulares representam maior automaticidade do controle postural, ou seja, maior eficácia dos processos de estabilização postural, um comportamento menos rígido e, portanto, mais funcional. Neste sentido, os valores obtidos da SaEn dos sinais do CoP, demonstraram que tanto durante a tarefa de postura quieta bipedal quanto em equilíbrio unipedal os valores da SaEnCoP foram maiores com o toque, sendo assim, os sinais do CoP foram mais irregulares e o nível de demanda de atenção para estabilização postural menor, durante a manutenção de ambas posturas, com diferença estatisticamente significativa comparada as condições sem toque. Mais especificamente, na tarefa de equilíbrio unipedal os valores de SaEn dos sinais do CoPml foram maiores com a presença das informações táteis adicionais, já os valores de SaEn dos sinais do CoPap e das séries temporais da RD não sofreram interferências significativas do toque leve do dedo sobre a superfície rígida. De modo inverso ao encontrado na tarefa de equilíbrio unipedal, na postura bipedal, os valores de SaEn dos sinais do CoPap e da RD foram maiores na condição com toque. E os valores de SaEn dos sinais do CoPml não apresentaram diferenças significativas entre as condições com toque e sem toque.

Essas constatações em relação a regularidade demonstram que os componentes de cada postura expostos a maior instabilidade (bipedal – CoPap e Unipedal – CoPml) (CLAPP & WING, 1999) sofreram efeitos significativos do toque. Em relação aos efeitos do toque sobre a RD, na tarefa de equilíbrio bipedal, observando as figuras 3 e 4 nota-se que a diferença das médias entre as

condições com toque e sem toque do componente AP do CoP, na postura quieta bipedal é maior comparada a diferença das médias entre condições do componente ML da postura de equilíbrio unipedal. Como a RD corresponde a distância vetorial do centro do posturograma para cada par de pontos da série temporal das direções AP e ML, isso nos sugere que a diferença mais expressiva no componente de maior instabilidade da postura quieta bipedal (ML) possa ter influenciado para a diferença significativa da SaEn da RD entre as condições com toque e sem toque.

Essas evidências demonstram que as informações táteis adicionais fornecidas ao SNC minimizaram a instabilidade encontrada em ambas posturas, reduzindo a quantidade de balanço postural (figuras 2 e 4) e não só teve efeito expressivo sobre a redução das flutuações do CoP (figuras 3 e 5), mas também tornou o processo de controle postural mais eficaz e funcional isso evidenciado pelos baixos valores de regularidade das flutuações do CoP (valores mais altos de SaEnCoP). Fato que não confirma a hipótese inicialmente levantada de que a realização de tarefas posturais ao tocar levemente uma superfície externa rígida estaria associada a níveis mais altos de regularidade do CoP em comparação as condições se toque.

Por outro lado, a regularidade das flutuações do CoP pode ser considerada como um marcador da demanda de atenção em diferentes tarefas posturais (ROERDINK *et al.*, 2011), sendo assim, uma forma de mensuração indireta de demanda atencional. Neste sentido, os resultados apontam que o aumento da automaticidade do controle postural advindo da presença das informações táteis adicionais ocorreu sem demandar maior nível de envolvimento cognitivo, mesmo na tarefa mais complexa (equilíbrio unipedal) que por ter a base de suporte diminuída consiste em uma tarefa postural de maior grau de dificuldade e demandaria maior envolvimento cognitivo por estabelecer um foco de atenção interno na postura.

Esses achados corroboram com o de investigações anteriores que demonstraram valores mais baixos de regularidade do CoP em experimentos de dupla-tarefa como quando uma tarefa cognitiva era associada a uma tarefa postural criando um foco de atenção externo (ROERDINK *et al.*, 2006; DONKER *et al.*, 2007; STINS *et al.*, 2009) e em participantes com maior nível de especialização em equilíbrio, como atletas que precisariam investir menos atenção em tarefas posturais (VUILLERME & NOUGIER, 2004; ISABLEU *et al.*, 2017). Isso nos remete que LT ao estabelecer um foco de atenção externo a tarefa postural gerou efeitos semelhantes ao da tarefa cognitiva secundária e ao aumentar o influxo de informações sensoriais táteis adicionais supriu as demandas de instabilidade das tarefas posturais. Por outro lado, esses apontamentos sobre a demanda atencional divergem dos resultados encontrados por Vuillerme e colaboradores (2006), os

quais analisaram o comportamento dos sinais do CoP com uma medida linear (comprimento do deslocamento do CoP), na tarefa postural bipedal com pés juntos e a manipulação de informações sensoriais táteis adicionais, visuais e respostas a estímulos auditivos, concluindo que a aplicação do LT para melhora do controle postural apresentou-se cognitivamente dependente. No entanto, as divergências relatadas podem ser explicadas pelas diferentes condições experimentais investigadas e as medidas analisadas, já que até o momento, em nosso conhecimento, esse foi o primeiro estudo que investigou o efeito do toque leve do dedo sobre a regularidade das flutuações do CoP, utilizando de uma medida dinâmica não linear (SaEn) que condiz com o comportamento não linear das flutuações do CoP.

5 CONCLUSÕES

Por fim, no presente estudo a aplicação da SaEn como uma medida da estrutura dinâmica das flutuações do CoP permitiu um melhor entendimento da neurofisiologia do controle motor, em evidência do sistema de controle postural, envolvendo os mecanismos sensoriais táteis e sua influência sobre a regularidade das flutuações do CoP. Nossas contatações nos levam a crer que estratégias de reabilitação utilizando o fornecimento de informações táteis adicionais possam ser efetivas em melhorar o controle postural, reduzindo a quantidade e a regularidade das flutuações do CoP, tornando o processo de estabilização postural mais funcional sem gerar maior demanda de atenção em tarefas posturais de diferentes graus de complexidade.

Além do mais, são necessárias investigações futuras que explorem os efeitos do toque leve do dedo sobre a regularidade das flutuações do CoP, em tarefas posturais distintas, com indivíduos com diferentes condições das capacidades de controle postural como idosos, vítimas de AVC e outras condições que deterioram a capacidade de manutenção do equilíbrio, de forma a melhor compreender como as informações táteis adicionais influenciam a regularidade dos sinais do CoP quando o sistema de controle postural está comprometido. Assim, buscando esclarecer especulações como as de Vuillerme e colaboradores (2006) sobre a demanda atencional associada LT poder levar a diminuição da habilidade de manter ou reestabelecer o equilíbrio em indivíduos idosos ou naqueles que apresentam menor acurácia da capacidade de controle postural.

REFERÊNCIAS

- BOTTARO, A.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? **Human Movement Science**, 24, 588-615, 2005.
- CAVANAUGH, J. T.; MERCER, V. S.; STERGIOU, N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. **J Neuroeng Rehabil**, 4, 42, 2007.
- CHEN, F. C.; TSAI, C. L. The mechanisms of the effect of light finger touch on postural control. **Neurosci Lett**, 605, 69-73, 2015.
- CLAPP, S.; WING, A. M. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, 125, 4, 521-4, 1999.
- HANSEN, C.; WEI, Q.; SHIEH, J.S.; FOURCADE, P.; ISABLEU, B.; MAJED, L. Sample entropy, univariate, and multivariate multi-scale entropy in comparison with classical postural sway parameters in young healthy adults. **Frontiers in Human Neuroscience**, 11, 1-10, 2017.
- DONKER, S. F.; LEDEBT, A.; ROERDINK, M.; SAVELSBERGH, G. J.; BEEK, P. J. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. **Exp Brain Res**, 184, 3, 363-70, 2008.
- DONKER, S. F.; ROERDINK, M.; GREVEN, A. J.; BEEK, P. J. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Exp Brain Res**, 181, 1, 1-11, 2007.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. **Neurosci Lett**, 283, 3, 173- 6, 2000.
- HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of vestibular research: equilibrium & orientation**, 4, 4, 285-301, 1994.
- ISABLEU, B.; HLAVACKOVA, P.; DIOT, B.; VUILLERME, N. Regularity of Center of Pressure Trajectories in Expert Gymnasts during Bipedal Closed-Eyes Quiet Standing. **Front Hum Neurosci**, 11, 317, 2017.
- ISHIGAKI, T.; UETA, K.; IMAI, R.; MORIOKA, S. EEG frequency analysis of cortical brain activities induced by effect of light touch. **Exp Brain Res**, 234, 6, 1429-40, 2016.
- JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Phys Ther**, 77, 5, 476-87, 1997.
- JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Exp Brain Res**, 100, 3, 495-502, 1994.

- KERR, B.; CONDON, S. M.; MCDONALD, L. A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. **J Exp Psychol Hum Percept Perform**, 11, 5, 617-22, 1985.
- KLEINER, A.F.R.; SCHLITTLER, D.X.C.; SÁNCHEZ-ARIAS, M.D.R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Rev Neurocienc**, 19, 2, 349-357, 2011.
- LAKE, D. E.; RICHMAN, J. S.; GRIFFIN, M. P.; MOORMAN, J. R. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol**, 283, 3, R789-97, 2002.
- MAGALHAES, F.H. and KOHN A.F. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. **Exp Brain Res**, 209,1,139-51, 2011.
- MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Exp. Brain Res**, 171, 231-250, 2005.
- MCCOLLUM, G.; SHUPERT, C.L.; NASHNER, L.M. Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environments. **J. theor. Biol.** 180, 257-270, 1996.
- MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Control of upright stance over inclined surfaces. **Experimental Brain Research**, no prelo, 2007.
- NASHNER, L.M, SHUPERT, C.L, HORAK, F.B. Head-trunk movement coordination in the standing posture. **Prog. Brain Res.** 76, 243–251, 1988.
- OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiol Meas**, 17, 4, 305-12, 1996.
- PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biol. Cybern.**, 82, 335-343, 2000.
- PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLEBUST, B. M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng**, 43, 9, 956-66, 1996.
- PRIPLATA, A. A.; NIEMI, J. B.; HARRY, J. D.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet**, 362, 9390, 1123-4, 2003.
- RABIN, E.; DIZIO, P.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R. Influences of arm proprioception and degrees of freedom on postural control with light touch feedback. **Journal of Neurophysiology**, 99, 2, 595-604, 2008.
- RICHMAN, J. S.; LAKE, D. E.; MOORMAN, J. R. Sample entropy. **Methods Enzymol**, 384, 172-84, 2004.
- RICHMAN, J. S.; MOORMAN, J. R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. **Am J Physiol Heart Circ Physiol**, 278, 6, H2039-49, 2000.

- RILEY, M. A.; STOFFREGEN, T. A.; GROCKI, M. J.; TURVEY, M. T. Postural stabilization for the control of touching. **Hum Mov Sci**, 18, 6, 795-817, 1999.
- ROERDINK, M., et al. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. **Exp Brain Res**, 174, 2, 256-69, 2006.
- ROERDINK, M.; GEURTS, A. C. H.; DE HAART, M.; BEEK, P. J. On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, 23, 3, 267-274, 2009.
- ROERDINK, M., HLAVACKOVA, P., VUILLERME, N. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. **Human Mov Sci**, 30, 203-12, 2011.
- SCHMIT, J. M.; REGIS, D. I.; RILEY, M. A. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. **Exp Brain Res**, 163, 3, 370-8, 2005.
- STINS, J. F.; MICHELSSEN, M. E.; ROERDINK, M.; BEEK, P. J. Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: effects of expertise, vision and cognition. **Gait Posture**, 30, 1, 106-9, 2009.
- TEASDALE, N.; BARD, C.; LARUE, J.; FLEURY, M. On the cognitive penetrability of posture control. **Exp Aging Res**, 19, 1, 1-13, 1993.
- VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. **Brain Res. Bull.** 63, 161-165, 2004.
- VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V. Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Exp Brain Res**, 169, 2, 232-6, 2006.
- WIERZBICKA, M. M.; GILHODES, J. C.; ROLL, J. P. Vibration-induced postural posteffects. **Journal of Neurophysiology**, 79, 1, 143-150, 1998.
- WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking, **Gait Posture**, 3, 193-214, 1995.
- ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, 4, 2, 185-200, 2000.