



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

---

**CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETA**

**ADRIANO PERCIVAL CALVO**

**EFEITO AGUDO EM PARÂMETROS CINÉTICOS EM  
TAREFAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS DEVIDO AO USO DE  
PALMILHA PROPRIOCEPTIVA**

Guaratinguetá

2015

**ADRIANO PERCIVAL CALVO**

**EFEITO AGUDO EM PARÂMETROS CINÉTICOS EM  
TAREFAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS DEVIDO AO USO DE  
PALMILHA PROPRIOCEPTIVA**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do  
Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual  
Paulista, para obtenção do título de Doutor, em  
Engenharia Mecânica na área de Projetos

Orientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias

Guaratinguetá

2015

C169e Calvo, Adriano Percival  
Efeito Agudo em Parâmetros Cinéticos em Tarefas Estáticas e Dinâmicas devido ao Uso de Palmilhas Proprioceptivas / Adriano Percival Calvo - Guaratinguetá, 2015  
80 f. : il.  
Bibliografia: f. 69-76

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2015.  
Orientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias

1. Biomecânica 2. Postura humana 3. Somatossensorial  
4. Locomoção humana I. Título

CDU 612.766(043)

**ADRIANO PERCIVAL CALVO**

**ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
"DOUTOR EM CIÊNCIAS"**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS**

**APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**

  
**Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho**  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
**Prof. Dr. MAURO HUGO MATHIAS**  
Orientador / UNESP-FEG

  
**Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES**  
UNESP-FEG

  
**Prof. Dr. FAMOTSU HIRATA**  
UNESP-FEG

  
**Prof. Dr. MÁRIO OLIVEIRA LIMA**  
UNIVAP

  
**Prof. Dr. ULYSSES FERNANDES ERVILHA**  
USP LESTE

*Fevereiro de 2015*

## **DADOS CURRICULARES**

### **ADRIANO PERCIVAL CALVO**

NASCIMENTO	21.05.1979 – São Paulo / SP
FILIAÇÃO	Maria Requena Machado Calvo Percival Calvo
1994/1996	Curso técnico/profissionalizante em Técnico em Processamento de Dados. Escola de Primeiro e Segundo Grau "Maria Augusta Ribeiro Daher".
2001/2005	Graduação em Licenciatura em Educacao Fisica. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP Orientador: Sara Quenzer Matthiesen
2005/2007	Mestrado em Ciências da Motricidade Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP Orientador: Ana Maria Pellegrini.

Dedicado à desenvolvedora da Palmilha Proprioceptiva **Ágata Yoko Yassue Hamanaka**, por ceder gentilmente a tecnologia da palmilha para realização deste estudo, e principalmente pela amizade e pela inesgotável fonte de inspiração pessoal e profissional.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias que acreditou e incentivou o desenvolvimento desta pesquisa.

À minha esposa Michele Calderaro Calvo e minha mãe Maria Requena Machado Calvo.

À Ágata Yoko Yassue Hamanaka por fornecer gratuitamente a tecnologia das palmilhas utilizadas nos experimentos.

À empresa Foamtech (Valinhos/SP) que por meio da Sr<sup>a</sup> Cláudia Sloth, patrocinaram a pesquisa fornecendo gratuitamente as palmilhas utilizadas nos experimentos.

Ao Departamento de Mecânica (docentes e técnicos) da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá pelo suporte dado ao andamento do projeto.

À Secção de Pós-Graduação da UNESP/FEG pelo suporte dado ao andamento do projeto.

À CAPES, que por meio do programa de Pós-Graduação, financiou o projeto de pesquisa.

CALVO, A. P. **Efeito Agudo em Parâmetros Cinéticos em Tarefas Estáticas e Dinâmicas devido ao Uso de Palmilhas Proprioceptivas**. 2015. 80 f. Tese (Doutorado em Ciências Mecânicas) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2015.

## RESUMO

O uso de informação somatossensorial adicional (i.e. tátil) favorece o controle postural estático e dinâmico. No entanto, a compreensão de dispositivos que promovem abundância das informações somatossensoriais ainda é insuficiente. Uma palmilha com 40 semiesferas de 5 mm de diâmetro sobre sua superfície foi desenvolvida para potencializar informações sensoriais táteis das solas dos pés e, conseqüentemente, proporcionar melhora no controle postural ereto, bípede e estático de indivíduos adultos, idosos e idosos vivendo com a doença de Parkinson (DP). Nos idosos vivendo com DP, seus efeitos foram expressivos no controle postural estático e inexpressivos na locomoção, enquanto nos demais públicos seus efeitos foram positivos, embora extremamente tímidos. Entretanto, estes efeitos não são norteadores para a compreensão profunda dos benefícios/prejuízos da abundância da informação somatossensorial sobre o controle postural humano em virtude da amostra estudada apresentar os efeitos deletérios do envelhecimento conjugado (ou não) à doença degenerativa do SNC. Portanto, pretendeu-se avaliar esta palmilha em condições estáticas e dinâmicas do controle postural por meio da Plataforma de Equilíbrio com o intuito de compreender a dimensão dos benefícios/prejuízos deste dispositivo no equilíbrio humano. Para atingir tal meta, foram realizados três experimentos. Em todos os experimentos participaram do estudo 12 adultos, declaradamente saudáveis e canhotos para equilíbrio unipodal. Em todas as tarefas, os participantes realizaram três tentativas válidas com uso de palmilha convencional [S] e proprioceptiva [X]. No primeiro experimento, os participantes permaneceram em equilíbrio ortostático unipodal por 10 segundos sobre uma plataforma de equilíbrio alternando ambos os membros de apoio. Os resultados mostraram que o uso de palmilha proprioceptiva [X] reduziu a oscilação ML em ambos os membros ([D] e [E]). O segundo experimento realizaram a tarefa de sentar e a tarefa de levantar, com os pés apoiados sobre a plataforma de força. Na tarefa de sentar, as variáveis cinéticas (FRS) foram mais suscetíveis às perturbações comportamentais provocadas pela palmilha proprioceptiva [X]. A palmilha proporcionou que as variações de peso do indivíduo durante a tarefa fossem menos bruscas. Na tarefa de levantar, o uso da palmilha proprioceptiva [X] proporcionou reduções em parâmetros espaciais e espaço-temporais no sentido anteroposterior. O que indica que o equilíbrio tornou-se mais estável. O terceiro experimento, os participantes realizaram locomoção por uma passarela em velocidade autocontrolada de forma que o pé seja completamente apoiado na plataforma de equilíbrio durante a tarefa. A palmilha proprioceptiva reduziu a amplitude de oscilação lateral do membro direito na fase de contato do calcanhar e suporte sem promover efeitos de absorção de forças. Contudo, o uso da palmilha proprioceptiva [X] apresentou efeitos nos parâmetros cinéticos dependentes da complexidade da tarefa.

**Palavras-chaves:** Controle Postural, Sentar, Levantar, Locomoção, Palmilha, Propriocepção, Somatossensorial, Sensorial.



**CALVO, AP Effect on Acute Kinetic Parameters on Static and Dynamic Task due to the use of proprioceptive insoles.** 2015. 80 f. Thesis (Doctorate. in Mechanical Science) -, Faculty of Engineering of Guaratinguetá, São Paulo State University, Guaratinguetá, 2015.

## **ABSTRACT**

The use of additional somatosensory information favors the static and dynamic postural control. However, the comprehensiveness of devices to promote plenty of somatosensory information is still insufficient. An insole with forty semi-spheres of 5 mm in diameter distributed over its surface was designed to enhance tactile sensory information from the soles of the feet, thus improving biped and static upright postural control of adults, ordinary seniors and seniors individuals with Parkinson's Disease (PD). In the elderly living with PD, its effects were significant in static postural control and inexpressive effects in locomotion, whereas in other people it provided slightly positive effects. However, due to sample profiles and abilities assessed, such effects are not critical to deeply understand of the benefits/losses of the abundance of somatosensory information on human postural control due to the sample present deleterious effects of aging conjugate to degenerative disease of the CNS. The objective of this work was to evaluate the insole studied in static and dynamic conditions of postural control using a balance platform in order to understand the scale of the benefits/losses of this device in the human balance. To achieve this goal, three experiments were carried out. Twelve young male adults, avowedly healthy and left-handed to stand in one foot attended the study. In all tasks, the participants made three valid attempts using conventional insole [S] and proprioceptive insole [X]. In the first experiment, the participants remained in single leg orthostatic balance, for 10 seconds on a force balance platform alternating both support limbs. The results showed that the use of proprioceptive insole [X] mediolateral oscillation reduced in both limbs ([D] and [E]). In the second experiment, the participants performed the task of sitting and raising, with feet on the force platform. In the task of sitting, the kinetic variables (FRS) were more susceptible to behavioral disorders caused by proprioceptive insole [X]. The insole provided that the individual weight variations during the task were less sharp. In the task of raising the use of proprioceptive insole [X] provided reductions in the spatial and space temporal parameters in the anteroposterior direction. This indicates that the balance has become more stable. In the third experiment, participants performed locomotion by a walkway in self-controlled speed so that the foot is fully supported in the equilibrium platform during the task. The insole proprioceptive reduced the amplitude of oscillation of the right side member in the heel contact support phase and absorption effects without causing forces. However, the use of the insole proprioceptive [X] showed effects on kinetic parameters dependent on the complexity of the task.

**Keywords:** Postural Control, Sit Down, Get Up, Gait, Insole, Proprioception, Somatosensory, Sensory

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Concentração das disposições dos receptores sensoriais na planta dos pés 2) .....	19
Figura 2. Palmilha proprioceptiva. ....	20
Figura 3. Protocolo Experimental - Equilíbrio Unipodal .....	31
Figura 4. Protocolo Experimental - Tarefa Sentar e Tarefa Levantar .....	36
Figura 5. Protocolo Experimental - Locomoção .....	50

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais .....	32
Tabela 2: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais.....	34
Tabela 3: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espectrais (frequências medianas).....	34
Tabela 4: Efeito da Palmilha [X] nas variáveis espaciais.....	38
Tabela 5: Efeito da Palmilha [X] nas variáveis espaço-temporais .....	40
Tabela 6: Efeito da Palmilha [X] nas variáveis cinéticas .....	41
Tabela 7: Efeito da Palmilha [X] sob o domínio espectral (frequências medianas).....	42
Tabela 8: Efeito da Palmilha Proprioceptiva [X] sobre variáveis espaciais.....	43
Tabela 9: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais.....	44
Tabela 10: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis cinéticas.....	47
Tabela 11: Efeito da Palmilha [X] sob o domínio espectral.....	47
Tabela 12: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais no Apoio do Calcâneo .....	51
Tabela 13: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais no Suporte de Apoio Simples.....	51
Tabela 14: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis temporais do passo da marcha.....	52
Tabela 15: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais do passo da marcha .....	53
Tabela 16: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis cinéticas do Passo da marcha .....	54

## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2.</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	14
2.1.	EQUILÍBRIO E CORPO HUMANO EQUILIBRADO.....	14
2.2.	CONTROLE POSTURAL.....	15
2.3.	CONTROLE POSTURAL E O SISTEMA SOMATOSSENSORIAL .....	17
2.4.	RECEPTORES CUTÂNEOS: PRINCÍPIO DA PALMILHA PROPRIOCEPTIVA .....	17
<b>3.</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b> .....	21
<b>4.</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	22
4.1.	OBJETIVO GERAL .....	22
4.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	22
4.2.1.	<b>Experimento I: Controle Postural Estático - Equilíbrio Unipodal</b> .....	22
4.2.2.	<b>Experimento II: Controle Postural Dinâmico I - Levantar-se e Sentar-se</b> .....	22
4.2.3.	<b>Experimento III: Controle Postural Dinâmico II – Caminhar</b> .....	23
<b>5.</b>	<b>MÉTODO</b> .....	24
5.1.	PARTICIPANTES E PROCEDIMENTO ÉTICO .....	24
5.2.	INSTRUMENTAÇÃO .....	24
5.2.1	<b>Plataforma de Força</b> .....	24
5.2.2.	<b>Palmilha Proprioceptiva</b> .....	25
5.3.	TRATAMENTO DOS DADOS: VARIÁVEIS .....	26
5.3.1.	<b>Variáveis Espaciais:</b> .....	26
5.3.2.	<b>Variáveis Espaço-temporais:</b> .....	27
5.3.3.	<b>Variáveis Espectrais (Método de Welch)</b> .....	28
5.3.4.	<b>Variáveis Temporais:</b> .....	28
5.3.5.	<b>Variáveis Cinéticas</b> .....	29
5.4	TRATAMENTOS DOS DADOS: VARIÁVEIS .....	30
<b>6.</b>	<b>EXPERIMENTO I: EQUILÍBRIO ESTÁTICO UNIPODAL</b> .....	31
6.1.	PARTICIPANTES .....	31
6.2.	PROTOCOLO EXPERIMENTAL .....	31
6.3.	VARIÁVEIS DEPENDENTES .....	32
6.4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	32

7.	EXPERIMENTO II: EQUILÍBRIO DINÂMICO - SENTAR E LEVANTAR.....	36
7.1.	PARTICIPANTES .....	36
7.2.	PROTOCOLO EXPERIMENTAL .....	36
7.2.1.	<b>Sentar</b> .....	36
7.2.2.	<b>Levantar</b> .....	36
7.2.3.	<b>Tentativas Válidas para cada Tarefa</b> .....	37
7.3.	TRATAMENTO DOS DADOS E VARIÁVEIS DEPENDENTES .....	37
7.4.	SENTAR: RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	38
7.5.	LEVANTAR: RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	43
8.	<b>EXPERIMENTO III: EQUILÍBRIO DINÂMICO - LOCOMOÇÃO</b> .....	49
8.1.	PARTICIPANTES .....	49
8.2.	PROTOCOLO EXPERIMENTAL .....	49
8.3.	VARIÁVEIS DEPENDENTES .....	50
8.4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	50
9.	<b>DISCUSSÃO GERAL</b> .....	56
9.1.	EQUILÍBRIO E COMPLEXIDADE DA TAREFA .....	56
9.1.1.	<b>Equilíbrio Estático Unipodal</b> .....	56
9.1.2.	<b>Equilíbrio Dinâmico</b> .....	57
9.2.	EQUILÍBRIOS E ASSIMETRIA LATERAL.....	59
9.3.	EQUILÍBRIO E PROCESSAMENTO COGNITIVO.....	61
10.	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	65
10.1.	LIMITAÇÕES .....	65
10.2.	APLICAÇÕES .....	66
11.	<b>CONCLUSÃO</b> .....	68
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	69
	<b>ANEXO 1:</b> Termo de Consentimento Livre Esclarecido .....	77
	<b>ANEXO 2:</b> Parecer Consubstanciado de Aprovação do CEP para Estudo .....	78

## 1. INTRODUÇÃO

Controle Postural é uma integração de dois macros sistemas: (i) sistema sensorial; e (ii) sistema motor. O sistema motor interage de forma subordinada ao sistema sensorial. Dentre os sistemas sensoriais existentes no corpo humano, apenas três deles estão envolvidos no controle postural: (i) visual; (ii) vestibular; e (iii) tátil.

O sistema tátil capta informações por meio de diversificados sensores dispostos em diversas partes corporais. Os receptores sensoriais responsáveis por adquirir informações de pressão aplicadas na pele são denominados mecanorreceptores. Informações provenientes dos mecanorreceptores são chamadas de somatossensoriais e são importantes, primeiro, para o Sistema Nervoso Central (SNC) equalizar o controle postural e, segundo, por servir de referência para que as informações do sistema vestibular atuem com efetividade.

O déficit no sistema somatossensorial provoca aumento na instabilidade corporal, e a abundância de informações somatossensoriais promove maior estabilidade (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; BONFIM *et al.*, 2009; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; HAMANAKA, 2008; SILVA, 2012). O solado dos pés possuem centenas de mecanorreceptores. Eles fornecem informações abundantes sobre o Centro de Pressão (CoP) do indivíduo sobre o solo. Portanto, estímulos nestes mecanorreceptores devem melhorar o controle postural do indivíduo.

Neste contexto, foi desenvolvida uma palmilha forrada com dezenas de semiesferas milimétricas em sua superfície, com distribuição espacial pautada na concentração regional de mecanorreceptores do solado dos pés (HAMANAKA, 2008). Essa palmilha proprioceptiva apresentou resultados positivos no controle postural de idosos saudáveis e vivendo com a doença de Parkinson no controle postural ortostático (HAMANAKA, 2008) e inexpressivos na locomoção do mesmo público (SILVA, 2012).

No entanto, não são conhecidos os efeitos desta palmilha (i) num público ativamente saudável (i.e. sem efeitos deletérios do envelhecimento); e (ii) em função da complexidade da tarefa. Assim, é importante investigar as influências imediatas que o uso da palmilha proprioceptiva pode promover no equilíbrio estático e dinâmico de adultos saudáveis.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Para que o indivíduo obtenha sucesso num rol extenso de atividades da vida diária, é necessário que ele mantenha estabilidade postural apropriada durante a execução da ação motora (KRISHNAMOORTHY; LATASH; ZATSIORSKY, 2003). Tal estabilidade é decorrente de um processo contínuo de equalização de forças internas e externas (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000) que tem o objetivo de garantir o equilíbrio do indivíduo em atividades com presença ou ausência de locomoção.

### 2.1. EQUILÍBRIO E CORPO HUMANO EQUILIBRADO

A definição de equilíbrio de um corpo é dependente de: (i) seu Centro de Massa – CM; (ii) seu Centro de Gravidade - CG; (iii) sua Base de Apoio – BA; e (iv) a força resultante das forças e torques externos e internos sobre si.

O CM de um indivíduo é o resultado da média ponderada dos CMs de seus segmentos corporais. O CG do corpo é determinado pela projeção imaginária perpendicular ao solo sobre o seu CM. A BA é a área formada pelo contato do indivíduo com uma superfície de apoio ou de sustentação. Nos casos em que houver mais de um ponto de apoio, ou sustentação, a BA é formada pela figura geométrica (i.e. regular ou irregular) formada entre os pontos de contato (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

Em contexto estático, um corpo está equilibrado quando seu CG está localizado dentro da BA. Quando o CG está na área limítrofe da BA, o corpo está em desequilíbrio iminente. Por fim, se o CG não estiver localizado dentro da BA, o corpo está em desequilíbrio. No contexto dinâmico, a força resultante sobre o CM é o parâmetro de referência. Assim, um corpo está em equilíbrio quando a extensão da força resultante sobre o CM coincidir com a BA; caso esteja no perímetro limítrofe está em desequilíbrio iminente; e quando não está localizado na BA, o corpo está em desequilíbrio (ACKLAND; ELLIOT; BLOOMFIELD, 2008; ENOKA, 2000).

O equilíbrio humano é dinâmico, desta forma o CM está em constante movimento. A habilidade de manter-se em equilíbrio dinamicamente é denominado de controle postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Com essa habilidade, o indivíduo tem condições de promover uma série de contrações musculares (i.e. forças internas) coordenadas que geram forças e torques sobre o CM (HORAK, 2006). A projeção vertical imaginária da Força Resultante apenas dessas forças internas determinam o Centro de Pressão (CoP)

(SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). O CoP de um indivíduo em contato com uma superfície pode ser estimado com o uso de Plataformas de Equilíbrio/Força por processamento dos dados capturados no método da Posturografia/Estabilografia (DUARTE; FREITAS, 2010; DUARTE; MOCHIZUKI, 2001; DUARTE, 2000; FORNARI; KOHN, 2007; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Com a estimativa do comportamento cinemático do CoP do indivíduo, aparentemente num 'sistema de sombra' em relação ao comportamento cinemático de seu CM, há possibilidade de inferir a respeito da oscilação corporal do indivíduo, e conseqüentemente, compreender características do equilíbrio humano.

## 2.2. CONTROLE POSTURAL

O controle postural é uma habilidade motora que tenta conservar constantemente o CG do indivíduo dentro de arranjos satisfatórios com sua própria base de apoio para garantir o equilíbrio dinâmico durante ações motoras, conhecida como Teoria do Pêndulo Invertido (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Para que esta habilidade seja efetiva, o corpo produz ajustes posturais antecipatórios por meio de contrações musculares com o objetivo de promover alterações desejáveis na trajetória do CoP. Esta habilidade atua de forma antecipada a uma perturbação ao equilíbrio que seja previsível ou em função de ação voluntária do indivíduo (HORAK, 2006; MARIGOLD, D S; PATLA, 2002; PAI *et al.*, 2003; PAVOL; PAI, 2002; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Com a trajetória do CoP controlada de forma apropriada, é possível manter o equilíbrio do corpo em qualquer ação motora (HORAK, 2006).

Portanto, controle postural é um processamento realizado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) com informações advindas dos sistemas sensoriais, medula espinhal, tronco cerebral e cerebelo para gerir atividades musculares a partir da ação do córtex motor com o objetivo de equalizar o relacionamento entre o CM e a BA do indivíduo (BANKOFF, 2006; ENOKA, 2000; HORAK, 1987, 2006; KRISHNAMOORTHY; LATASH; ZATSIORSKY, 2003; MAKI; MCILROY, 1996; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Esta gestão muscular é necessária em função das forças que atuam sobre o corpo. Tais forças, externas e internas ao indivíduo, promovem aceleração sobre seu CM implicando em uma instabilidade corporal em atividades estáticas ou descontrole de movimento em atividades dinâmicas.

Esta gestão agrega estratégias diferenciadas não concorrentes e que se acoplam. O reflexo miotático é uma das estratégias do controle postural responsável pela manutenção do equilíbrio sem a necessidade de atuação dos centros cerebrais (SNC). Estes ajustes posturais



reflexivos são estiramentos cadenciados regidos pela medula espinhal que estão pautados estritamente nas informações somatossensoriais advindas da contração muscular e posicionamento articular (HENRY; FUNG; HORAK, 1998; HORAK, 2006; MCARDLE; KATCH; KATCH, 2010). Com isso, o equilíbrio postural é adquirido sem onerar esforços dos centros de processamento cognitivo-motor (SNC), aliviando-o para atuar em situações que exijam intervenção do SNC no planejamento do programa motor. (ENOKA, 2000; MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

Outra estratégia envolvida no equilíbrio humano está relacionada à efetiva estabilização do CM, oriunda de ativações musculares que atuam especificamente sobre a articulação do tornozelo e regulam eficientemente o equilíbrio em direção anteroposterior. Esse perfil de controle postural é apresentado por jovens saudáveis e é conhecido como Estratégia do Tornozelo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

Na contemporaneidade, apenas as estratégias de Reflexo Miotático e do Tornozelo não são suficientes para manter o controle postural estável em função de toda a complexidade desta habilidade motora (MAURER; PETERKA, 2005). Assim, além dessas estratégias, o controle postural é resultado da interação subordinada entre sistemas (i) motriz; e (ii) sensoriais (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; BARELA *et al.*, 2003; HORAK, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Os sistemas sensoriais (i.e. visual, somatossensorial, vestibular) fornecem informações intra e extra individuais para que o SNC equalize adequadamente as forças produzidas pelo sistema motor na busca da estabilidade corporal (HORAK, 2006; WINTER, 1995). Essa equalização está pautada na ponderação das informações oriundas de cada sistema sensorial, que em geral são redundantes (ou abundantes), e propiciam adaptabilidade ao controle postural em função do contexto indivíduo e ambiente (JEKA; OIE; KIEMEL, 2000; OIE; KIEMEL; JEKA, 2002). Conseqüentemente, o controle postural tem condições de governar constantemente as atividades musculares envolvidas na estabilização postural (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; HORAK, 2006).

No entanto, a integração inadequada dos sistemas sensoriais geram respostas motoras impróprias, o que promove conflitos no SNC, independentemente dos fatores promotores de tal inadequação. Tais conflitos afetam o desempenho do controle postural, proporcionando situações de risco à estabilidade do indivíduo e sua possibilidade de queda (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2006).

### 2.3. CONTROLE POSTURAL E O SISTEMA SOMATOSSENSORIAL

Em síntese, o controle postural se dá pela modulação das atividades musculares subordinadas ao Sistema Nervoso Central (SNC) com o objetivo de relacionar o Centro de Massa Corporal (CM) dentro da base de apoio bipedal em função das informações (temporais, espaciais, intensidades de força e restrições ambientais) adquiridas pelos sistemas sensoriais (MAKI; MCILROY, 1996). Este processo de controle postural ocorre automaticamente e envolve três sistemas sensoriais: visual, vestibular e somatossensorial (HORAK, 2006). Problemas ou dificuldades de interpretação de informações sensoriais pelo SNC podem comprometer o controle postural do indivíduo em virtude da redução de sua capacidade de usar tais informações conforme as mudanças constantes do ambiente e da própria tarefa (MOCHIZUKI *et al.*, 2006).

Mais profundamente, o sistema somatossensorial é um termo global que inclui informações táteis – mecanorreceptores; dor - nociceptores; e temperatura – termorreceptores. A reunião das informações de todos esses proprioceptores fornecem parâmetros de orientação/localização espacial, velocidade angular e ativações musculares (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997; HORAK, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

Em detalhe, este sistema (somatossensorial ou proprioceptivo) é formado por diferentes tipos de sensores disponibilizados em todo corpo do indivíduo capaz de fornecer uma abundância de informações intra e extra individuais. Por exemplos: (i) Fusos Musculares são sensores que envolvem a fibra muscular e captam informações sobre o comprimento muscular; (ii) Órgãos Tendinosos de Golgi estão localizados no sistema músculo-tendíneo e fornecem informações sobre a tensão muscular; (iii) Receptores Articulares estão localizados no sistema articular, sinartroses, e têm função de informar a posição e a velocidade dos segmentos corporais; (iv) Receptores Cutâneos estão localizados em toda a derme e mucosa e têm a função de informar o relacionamento do corpo do indivíduo em contato com o ambiente externo ou superfície de apoio (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2006; HORAK, 2006; WINTER, 1995).

### 2.4. RECEPTORES CUTÂNEOS: PRINCÍPIO DA PALMILHA PROPRIOCEPTIVA

A informação advinda dos diferentes tecidos orgânicos e articulações do sistema somatossensorial auxilia o SNC a delinear a posição e o movimento do corpo em relação às

superfícies de apoio (KLEINER; SCHLITTLER; SANCHEZ-ARIAS, 2011; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Os receptores cutâneos são responsáveis exclusivos por obter informações de pressões mecânicas (i.e. mecanorreceptores). A função de sensores como estes presentes no solado dos pés é detectar mudanças de distribuição de pressão nesta região, ou seja, do CoP (INGLIS *et al.*, 2002; KENNEDY; INGLIS, 2002; KLEINER; SCHLITTLER; SANCHEZ-ARIAS, 2011; LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009). Considerando que o CoP está relacionado com o CG do indivíduo, as informações sobre o CoP capturadas pelos mecanorreceptores do solado dos pés são extremamente importantes para a manutenção do equilíbrio do indivíduo.

As informações do sistema somatossensorial (incluindo as informações do CoP capturadas pelos mecanorreceptores dos pés) alimentam o SNC e o sistema vestibular. No sistema vestibular, as informações somatossensoriais tornam-se parâmetros espaciais de referência e comparação com as estimativas de velocidade e aceleração capturadas pelo sistema vestibular. A partir dessa comparação, o sistema vestibular envia correções reflexivas na postura do indivíduo. No entanto, redução de informações somatossensoriais promovem correções com ajustes menos apurados, comprometendo o equilíbrio do indivíduo. Em outra perspectiva, as informações advindas do sistema somatossensorial são insubstituíveis pelos demais sistemas sensoriais (incluindo o sistema visual) (KLEINER; SCHLITTLER; SANCHEZ-ARIAS, 2011; LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009).

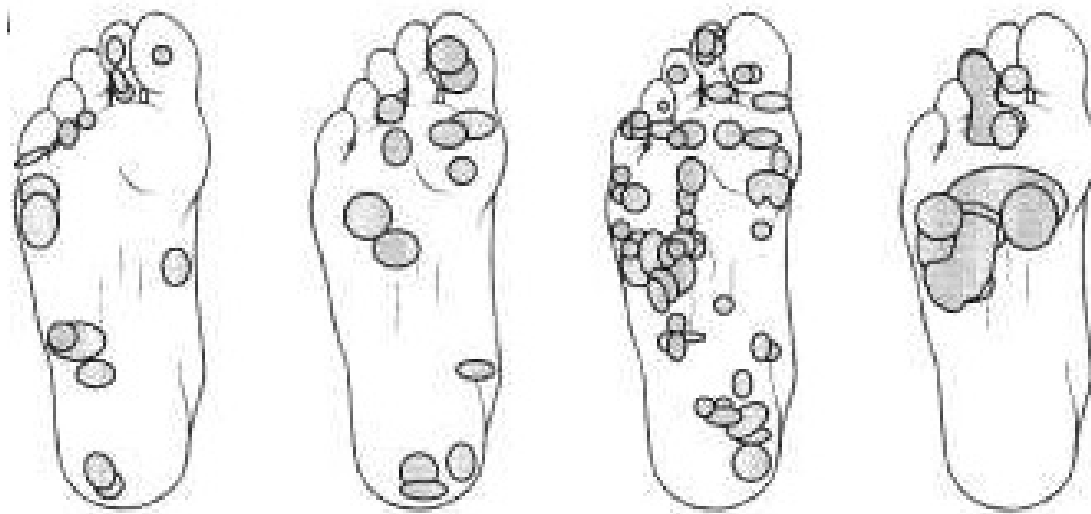
O uso de informações somatossensoriais adicionais, originadas dos mecanorreceptores dos dedos das mãos, reduz a oscilação do CoP em adultos jovens e em idosos. Embora haja redução das excursões do CoP, a informação adicional (i.e. maior que o volume habitual) onera o processamento cognitivo do indivíduo para realizar tal controle postural (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; JEKA; LACKNER, 1994, 1995). Isto pode indicar que informações somatossensoriais adicionais originárias de diversas regiões do corpo contribuem com a redução da oscilação do CoP, mesmo causando aumento de atividade cognitiva.

Considerando que informações oriundas de mecanorreceptores dos pés fornecem parâmetros espaciais e temporais do CoP (MAKI; MCILROY, 1996; PERRY *et al.*, 2000), é natural supor que informações somatossensoriais adicionais capturadas pelo sistema somatossensorial localizado no solado dos pés podem contribuir com a manutenção da estabilidade corporal.

Analisando o solado do pé, foi verificado que há abundante número de mecanorreceptores em cada pé de indivíduos saudáveis. A disposição desses receptores no

solado dos pés está organizada conforme classificação: (i) Tipo I, organizado em pequenas regiões e com grande abundância de pontos de captação de informação; e (ii) Tipo II, organização em grandes regiões e focalizado em um ponto de captação (INGLIS *et al.*, 2002; KENNEDY; INGLIS, 2002) (Figura 1).

**Figura 1. Concentração das disposições dos receptores sensoriais na planta dos pés**  
KENNEDY; INGLIS, 2002



Estimular essas áreas propioceptivas, disponibilizando maior volume de informação, fornecerá maiores parâmetros espaço-temporais para o SNC decidir sobre as ações musculares mais efetivas para produzir um controle postural melhor sucedido (INGLIS *et al.*, 2002; KENNEDY; INGLIS, 2002; MOCHIZUKI *et al.*, 2006; PERRY *et al.*, 2000, 2008). Baseado apenas nas disposições e dimensões dos mecanorreceptores, uma palmilha propioceptiva foi desenvolvida com capacidade de estimular tais mecanorreceptores. Portanto, o estímulo somatossensorial promovido por tais palmilhas fornece maior abundância de informações aferentes ao SNC.

As palmilhas foram produzidas em Biolátex (Foamtech®) e possuem elevações em forma de semiesferas (6 mm diâmetro). Mais especificamente, essas elevações foram distribuídas nas seguintes regiões: (i) falange distal do hálux; (ii) extremidades distais dos metatarsos; (iii) articulações metatarso falangeanas; e (iv) calcâneo, conforme Figura 2 (HAMANAKA, 2008).

Com esta palmilha, a autora objetivou estimular a somatossensação de idosos parkinsonianos e conseqüentemente melhorar seu equilíbrio estático. Ela considerou que o envelhecimento compromete gradualmente a capacidade do sistema tátil (i.e. sensibilidade

plantar dos pés) e é agravado pela doença crônica (i.e. Parkinson) devido redução da qualidade da informação aferente (HAMANAKA, 2008). Posteriormente, Silva (2012) objetivou testar os efeitos desta mesma palmilha no equilíbrio dinâmico (i.e. locomoção) também em idosos parkinsonianos.

**Figura 2.** Palmilha proprioceptiva.



Para isso, em ambos os estudos foi adotado um desenho experimental que avaliou os efeitos do uso da palmilha proprioceptiva em adultos saudáveis (i.e. como referência), idosos e idosos com Doença de Parkinson em duas tarefas motoras: (i) posição ortostática por 10” (HAMANAKA, 2008); e (ii) locomoção (SILVA, 2012).

Os efeitos da palmilha sobre o equilíbrio estático apontam que a palmilha foi capaz de fornecer menores excursões e amplitudes do CoP de ambos os grupos idosos. Além disso, os adultos sadios que participaram do estudo do equilíbrio estático tiveram melhora em seus desempenhos, no entanto, não foram significativos (HAMANAKA, 2008).

Os efeitos da palmilha sobre o equilíbrio dinâmico foi verificado em três condições de uso diferentes: (i) imediatamente após sua vestimenta; (ii) com uma semana de uso; e (iii) após uma semana sem uso. Os resultados indicaram que a palmilha foi efetiva apenas na condição de uma semana de uso em ambos os grupos de idosos. Isso significa que os efeitos da palmilha no equilíbrio dinâmico foram averiguados após estimulação constante por um período de tempo razoável. Neste estudo, a palmilha não apresentou interferência no desempenho dos indivíduos adultos sadios (SILVA, 2012). Portanto, em tarefas motoras menos complexas, informações adicionais não promove alteração no equilíbrio de adulto sadio, sugerindo que o aumento da dificuldade da tarefa é um fator a ser considerado para a efetividade da palmilha em adultos sadios.

### **3. JUSTIFICATIVA**

A palmilha proprioceptiva desenvolvida por Hamanaka (2008) é adaptável aos diversos tipos de passadas/pegadas, locomoção, e desvios posturais apresentados pela população e possui custo de produção similar ao custo da produção da palmilha convencional.

As aplicações do uso dessa palmilha podem ser ampliadas a diversos públicos e atividades motoras dependendo dos resultados obtidos em novos testes de equilíbrio e em amostras com características diferentes.

Pautado nisso, é importante investigar os efeitos do uso dessa palmilha numa amostra formada por adultos saudáveis, sendo avaliados em tarefas de estabilidade com diferentes complexidades, pois os resultados podem nortear as aplicações desta palmilha quanto ao tipo de público e quanto as tarefas com dificuldades diferentes para equilibrar-se.

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1. OBJETIVO GERAL**

Verificar os efeitos da palmilha propioceptiva desenvolvida por Hamanaka (2008) nos parâmetros cinéticos de equilíbrios estático e dinâmico de adultos saudáveis

### **4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

#### **4.2.1. Experimento I: Controle Postural Estático - Equilíbrio Unipodal**

- i. Verificar e comparar o comportamento do CoP (i.e. oscilações relativas, distância percorrida, velocidades; acelerações e Frequência Mediana nas direções AP e ML) de adultos saudáveis com os usos das palmilhas convencional [S] e propioceptiva [X] na postura unipodal estática; entre os membros esquerdo [E] (não dominante para chute) e direito [D] (dominante para chute).

#### **4.2.2. Experimento II: Controle Postural Dinâmico I - Levantar-se e Sentar-se**

- i. Verificar e comparar o comportamento do CoP (i.e. oscilações relativas, distância percorrida, velocidades; acelerações, e frequência mediana nas direções AP e ML) e das forças de reação do solo (FRS) de adultos saudáveis com os usos das palmilhas convencional [S] e propioceptiva [X] na realização da tarefa de levantar-se da cadeira;
- ii. Verificar e comparar o comportamento do CoP (i.e. oscilações relativas, distância percorrida, velocidades; acelerações, e frequência mediana nas direções AP e ML) e das forças de reação do solo (FRS) de adultos saudáveis com os usos da palmilha convencional [S] e da palmilha propioceptiva [X] na realização da tarefa de sentar-se na cadeira;

#### **4.2.3. Experimento III: Controle Postural Dinâmico II – Caminhar**

- i. Verificar e comparar o comportamento do CoP (i.e. amplitudes, velocidades; acelerações nas direções AP e ML; e FRS) de adultos saudáveis com os usos da palmilha convencional [S] e da palmilha proprioceptiva [X] do passo durante a caminhada autocontrolada; entre os membros esquerdo [E] (não dominante para chute) e direito [D] (dominante para chute).



## 5. MÉTODO

### 5.1. PARTICIPANTES E PROCEDIMENTO ÉTICO

O protocolo experimental foi submetido e posteriormente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (16809913.4.0000.0077). Após as providências éticas, os participantes foram convidados a participar da pesquisa de maneira voluntariada, formalizadas por meio do consentimento informado (ANEXO 1).

- i. Critérios de Inclusão: gênero masculino; adulto; declaradamente saudáveis, e preferência pedal para equilíbrio unipodal sobre o membro esquerdo;
- ii. Critérios de Exclusão: histórico pessoal com distúrbios neurológicos; ortopédicos; musculoesqueléticos; cardiopulmonares; sensoriais e/ou demais distúrbios que afetam o controle postural.

### 5.2. INSTRUMENTAÇÃO

#### 5.2.1 Plataforma de Força

- i. Estrutura: Produzida pelo Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (UNESP/Gtá), com função para avaliação das forças verticais (i.e. Força de Reação do Solo – FRS) e das variações do Centro de Pressão (i.e. CoP).
- ii. Especificações: (i) chapa de aço 5052 com dimensão de 50 x 50 cm; (ii) quatro pés articulados; (iii) capacidade de 3600N distribuídos em quatro células de carga (900N; 2mV/V; aço 4340, MM®) localizadas nas extremidades da chapa de aço; (iv) quatro extensômetros – *Strain-gages* (J2A-06-SO38-350; ganho 2, MM®), um em cada célula de carga.
- iii. Calibração: Realizado calibrações da plataforma de força com aplicação de força (i.e. carga) progressiva e regressiva no centro da chapa de aço. Para aplicação de força foram utilizadas anilhas com cargas conhecidas, obtendo curvas com acréscimo e decréscimo de forças conhecidas, respeitando os fatores de interferência. Em seguida, com uso de *software* de planilha de dados, foram realizados cálculos de regressão linear entre os valores de força (i.e. peso das anilhas) e os valores capturados pelo

software (i.e. variação elétrica em mV/V) para estimar a: (i) equação de reta para correção dos dados, e a correlação ( $r^2$ ) correspondente. Lembrando que o valor desejado para  $r^2$  é igual a 1, ou o mais próximo possível deste valor. Neste estudo, a equação linear foi  $[y = 48,884x - 0,651]$ , com  $r^2$  mais próximo possível de um (0,9969), conforme SILVA (2009).

- iv. Captura de Dados e Armazenamento: foi utilizado um *hardware* condicionador (i.e. amplificador) com 8 canais da marca Spider 8®. Os dados foram capturados a uma frequência de 100Hz, e sequencialmente foram lidos e armazenados em CPU por *software* Catman Easy ® da HBM os dados dos componentes x, y, e z do Centro de Pressão (CoP), para posterior análise.
- v. Componentes: Os deslocamentos do CoP foram calculados pela média ponderada dos valores de cada célula de carga pela distância das mesmas ao centro da chapa de aço da plataforma (22,5cm). Foi adotado o centro da plataforma como o ponto inicial dos eixos ML e AP, assim, seguem as equações:
  - a.  $ML (cm) = (C0 * -22,5 + C1 * 22,5 + C2 * -22,5 + C3 * 22,5) / (C0 + C1 + C2 + C3)$
  - b.  $AP (cm) = (C0 * -22,5 + C1 * 22,5 + C2 * -22,5 + C3 * 22,5) / (C0 + C1 + C2 + C3)$ 
    1. Onde: C representa os sinais capturados das células de cargas. 0 e 1 são as células de carga posicionadas anteriormente na chapa de aço; e 2 e 3 estão posicionadas posteriormente. Além disso, 0 e 2 estão posicionadas à esquerda da chapa de aço, enquanto 1 e 3 estão à direita.
- c. Tratamento dos Dados (Filtragem): Foram realizadas Análises de Resíduos para definir os parâmetros do filtro para alisamento dos dados em cada componente, sendo posteriormente filtrados por Butterworth (Freq. Corte: 5Hz; 4ª ordem, passa-baixa).

### 5.2.2. Palmilha Proprioceptiva

As palmilhas foram produzidas em Biolátex (Foamtech®) e possuem elevações em forma de semiesferas com diâmetro de 6 mm, atendendo aos tamanhos dos campos receptivos da sola dos pés, que variam entre 5-20 mm. A concentração destas elevações foi distribuída nas seguintes regiões: (i) falange distal do hálux, (ii) extremidades distais dos metatarsos, (iii) articulações metatarso-falangeanas e (iv) calcâneo; compatíveis com as regiões de maior

concentração dos mecanorreceptores nas solas dos pés (HAMANAKA, 2008), ver Figura 2. Para fins de análise e comparação, foi produzida outra palmilha com o mesmo formato, mas SEM as elevações, modelo convencional. Assim, foi possível focalizar apenas nos efeitos das semiesferas no controle postural dos participantes. Portanto, neste trabalho a palmilha experimental é referida como palmilha propioceptiva [X], enquanto a do modelo convencional é referida como palmilha convencional [S].

### 5.3. TRATAMENTO DOS DADOS: VARIÁVEIS

As variáveis dependentes foram analisadas em domínios: espacial, espaço-temporal, cinético, e espectral.

#### 5.3.1. Variáveis Espaciais:

Experimentos I e II:

- Trajetória Percorrida (mm): é a distância percorrida pelo CoP ao longo da tarefa;
- Oscilação Relativa Média do CoP (mm/m): média aritmética dos deslocamentos instantâneos do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP), normalizados pela estatura;
- Oscilação Relativa Máxima do CoP (mm/m): maiores deslocamentos instantâneos do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP), normalizados pela estatura;
- *Root Mean Square* (RMS) da Oscilação Relativa do CoP (mm/m): raiz quadrada média dos deslocamentos instantâneos do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP), normalizados pela estatura;

Experimento III:

- Amplitude Média do CoP (cm): média aritmética dos deslocamentos do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP) Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Heel On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);
- Amplitude Máxima do CoP (cm): maior deslocamento do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do

calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);

- RMS da Amplitude do CoP (cm): raiz quadrada média dos deslocamentos do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);

### 5.3.2. Variáveis Espaço-temporais:

Experimentos I e II:

- Velocidade Média do CoP (mm/s): média aritmética das velocidades instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);
- Velocidade Máxima do CoP (mm/s): maior velocidade instantânea do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);
- RMS da Velocidade do CoP (mm/s): raiz quadrada média das velocidades instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);
- Aceleração Média do CoP (mm/s<sup>2</sup>): média aritmética das acelerações instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);
- Aceleração Máxima do CoP (mm/s<sup>2</sup>): maior aceleração instantânea do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);
- RMS da Aceleração do CoP (mm/s<sup>2</sup>): raiz quadrada média das acelerações instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP);

Experimento III:

- Velocidade Média do CoP (cm/s): média aritmética das velocidades instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);
- Velocidade Máxima do CoP (cm/s): maior velocidade instantânea do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);
- RMS da Velocidade do CoP (cm/s): raiz quadrada média das velocidades instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três

situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);

- Aceleração Média do CoP ( $\text{cm/s}^2$ ): média aritmética das acelerações instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);
- Aceleração Máxima do CoP ( $\text{cm/s}^2$ ): maior aceleração instantânea do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);
- RMS da Aceleração do CoP ( $\text{cm/s}^2$ ): raiz quadrada média das acelerações instantâneas do CoP, em sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). Foi analisada em três situações: apoio do calcanhar até 1º Pico FRS (Hell On); entre Picos de FRS (Suporte Médio); e a partir do 2º Pico de FRS (Propulsão);

### 5.3.3. Variáveis Espectrais (Método de Welch)

Experimentos I e II:

- Frequência Mediana da Oscilação do CoP (Hz): perda de efeito sobre o controle postural em função da redução da frequência de ocorrência de oscilação, em sentido (ML) e anteroposterior (AP).

### 5.3.4. Variáveis Temporais:

Experimento III

- Tempo 1º Pico (s): tempo necessário para atingir o primeiro pico da FRS do passo;
- Tempo entre Picos (s): intervalo de tempo entre os dois picos da FRS do passo (Fase de Suporte);
- Tempo 2º Pico (s): tempo necessário para atingir o segundo pico da FRS do passo;
- Tempo de Propulsão (s): intervalo de tempo entre o segundo pico da FRS até o fim do passo;

### 5.3.5. Variáveis Cinéticas

#### Experimento III

- FRS (g): FRS Médio durante a tentativa, expressa em gravidade (g), normalizada pelo Peso Corporal;
- Variação Média da FRS (kgf): média aritmética das variações da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Variação Máxima da FRS (kgf): maior variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Variação Mínima da FRS (kgf): menor variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Velocidade Média de Variação da FRS (kgf/s): média aritmética das velocidades instantâneas de variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Velocidade Máxima da Variação da FRS (kgf/s): maior velocidade instantânea da variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Velocidade Mínima da Variação da FRS (kgf/s): menor velocidade instantânea da variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Aceleração Média de Variação da FRS (kgf/s): média aritmética das acelerações instantâneas de variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On [He]*), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);

- Aceleração Máxima da Variação da FRS (kgf/s): maior aceleração instantânea da variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On* [He]), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);
- Aceleração Mínima da Variação da FRS (kgf/s): menor aceleração instantânea da variação da FRS. Foi analisada em três situações: do contato do calcanhar até 1º Pico FRS (Duplo Apoio Inicial – *Hell On* [He]), entre Picos de FRS (Suporte Médio [SM]); e a partir do 2º Pico de FRS (Impulso [Im]);

#### 5.4 TRATAMENTOS DOS DADOS: VARIÁVEIS

Foram realizadas análises de normalidade das variáveis dependentes por meio do Teste Shapiro-Wilks e de homogeneidade pelo Teste de Levene. A partir do resultado destas análises, foram selecionados testes estatísticos inferenciais para comparação das variáveis dependentes em função da condição palmilhas: (i) Paramétrico - Teste *t-Student* Pareado; e (ii) Não paramétrico – Teste Wilcoxon. Em todos os testes foram adotados índices de significância de 5% (0,05).

Posteriormente, foram realizadas análises para verificar o Tamanho do Efeito (*Effect Size*: ES) das variáveis dependentes em função da condição inter-palmilhas para análises inferências de comparação entre amostras. Foram adotados como referências de efeito os seguintes índices: (i)  $0,2 < ES < 0,49$  – Efeito Leve/Fraco; (ii)  $0,5 < ES < 0,79$  – Efeito Moderado/Médio; e (iii)  $ES > 0,8$  – Efeito Substancial/Forte.

O Tamanho do Efeito sobre a estatística inferencial de comparação entre duas amostras paramétrica é calculado pelo ‘*d*’, da seguinte forma:  $\frac{\chi 1 - \chi 2}{\sigma 1 + \sigma 2}$ . Onde:  $\chi 1$ : Média da Amostra 1;  $\chi 2$ : Média Amostra 2;  $\sigma 1$ : Desvio Padrão 1;  $\sigma 2$ : Desvio Padrão 2. No caso das comparações entre duas amostras não paramétrica, o Tamanho do Efeito é calculado pelo ‘*n*²’, da seguinte forma:  $\frac{Z}{\sqrt{N}}$ . Onde: Z: resultado do teste estatístico; N: tamanho da amostra.

## 6. EXPERIMENTO I: EQUILÍBRIO ESTÁTICO UNIPODAL

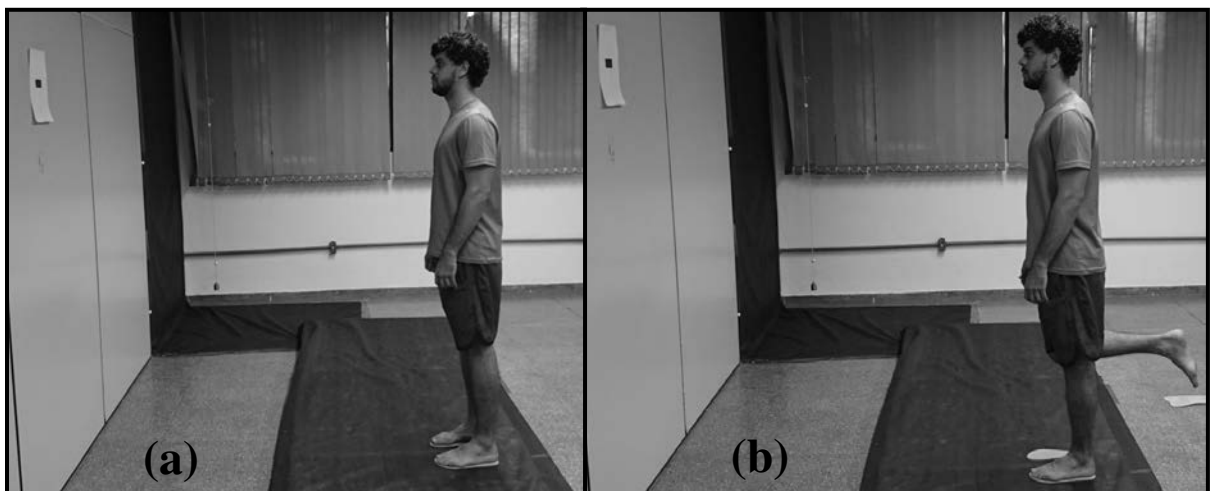
### 6.1. PARTICIPANTES

Participaram desse experimento 12 adultos saudáveis canhotos para equilíbrio unipodal, com as seguintes características: i. Idade:  $\bar{x} = 28,4 \pm 6,18$  anos; (ii) Peso Corporal:  $\bar{x} = 73,08 \pm 6,17$  kg; (iii) Estatura  $\bar{x} = 1,73 \pm 0,05$  m, e (iv) Tamanho do Calçado = 40 BRA.

### 6.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os participantes permaneceram em equilíbrio ortostático unipodal por 10 segundos sobre a plataforma de força. O participante manteve o joelho flexionado com ângulo relativo aproximado de  $90^\circ$ , enquanto olhou constantemente a um alvo quadrado (5 x 5 cm) fixado a altura de seus olhos em uma parede localizada 2 metros a sua frente. Foram realizadas três tentativas válidas para cada condição, considerando como fator principal a condição interpalmilha (i.e. tipo de palmilha: Convencional [S] e Proprioceptiva [X]). Para evitar possíveis interferências sensoriais entre palmilhas, foram realizados dois dias alternados de coletas dos dados em função da condição palmilha, definidas previamente por sorteio realizado pelo experimentador.

**Figura 3.** Protocolo Experimental - Equilíbrio Unipodal





### 6.3. VARIÁVEIS DEPENDENTES

Os dados da plataforma de força foram analisados em dois domínios: temporal; e espectral. No domínio temporal foram analisados (para direções ML e AP): Oscilações Relativas Máxima, Mínima e RMS; Distância Percorrida, Velocidades Máxima, Média, RMS; e Acelerações Máxima, Média, RMS. No domínio espectral foram calculados a Frequência Mediana das Oscilações ML e AP.

### 6.4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas variáveis espaciais houve diferenças estatisticamente significativas entre as condições de uso de palmilhas. No Membro Esquerdo [E], houve diferença apenas na Oscilação Relativa Máxima AP ([S]  $3.26 \pm 4.91\text{mm/m}$ ; [X]  $2.40 \pm 0.56\text{mm/m}$ , com  $Z = -3,059$ , com  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,88$ ), enquanto no Membro Direito [D], houve diferenças em: (i) Oscilação Relativa Mínima ML ([S]  $-2.67 \pm 1.94\text{mm/m}$ ; [X]  $-2.11 \pm 0.47\text{mm/m}$ , com  $Z = -3,059$ , com  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,88$ ); (ii) Oscilação Relativa Mínima AP ([S]  $-3.47 \pm 3.42\text{mm/m}$ ; [X]  $-2.27 \pm 0.31\text{mm/m}$ , com  $Z = -3,059$ , com  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,88$ ); e (iii) RMS da Oscilação Relativa AP ([S]  $1.37 \pm 0.77\text{mm/m}$ ; [X]  $0.94 \pm 0.12\text{mm/m}$ , com  $Z = -3,059$ , com  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,88$ ). Nas demais variáveis espaciais não ocorreram diferenças significativas (Tabela 1).

**Tabela 1:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais

		DOMÍNIO E SPACIAL									
		Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
Palmilha	Membro	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)
		M (SD)	M (SD)				M (SD)	X (SD)			
ML	Máximo	2,78 ( $\pm 2,11$ )	2,42 ( $\pm 0,50$ )	11	t: ,507	0,62 (0,3)	3,30 ( $\pm 3,65$ )	2,22 ( $\pm 0,42$ )	11	t: 1,038	0,32 (0,1)
	Mínimo	-2,52 ( $\pm 1,18$ )	-2,05 ( $\pm 0,54$ )	-	t: -1,187	0,26 (0,5)	-2,67 ( $\pm 1,94$ )	-2,11 ( $\pm 0,47$ )	11	Z: -3,059	0,002 (0,88)
	RMS	1,10 ( $\pm 0,47$ )	0,94 ( $\pm 0,20$ )	11	t: ,898	0,39 (0,5)	1,22 ( $\pm 0,77$ )	0,94 ( $\pm 0,17$ )	11	t: 1,237	0,24 (0,1)
AP	Máximo	3,26 ( $\pm 4,91$ )	2,40 ( $\pm 0,56$ )	-	Z: -3,059	0,002 (0,88)	3,23 ( $\pm 1,94$ )	2,15 ( $\pm 0,36$ )	11	t: 1,783	0,102 (0,2)
	Mínimo	-2,87 ( $\pm 2,05$ )	-1,97 ( $\pm 0,45$ )	-	t: -1,400	0,19 (0,7)	-3,47 ( $\pm 3,42$ )	-2,27 ( $\pm 0,31$ )	11	Z: -3,059	0,002 (0,88)
	RMS	1,31 ( $\pm 1,44$ )	0,90 ( $\pm 0,17$ )	11	t: ,927	0,37 (0,5)	1,37 ( $\pm 0,77$ )	0,94 ( $\pm 0,12$ )	-	Z: -3,059	0,002 (0,88)
Trajetória Percorrida		54,18 ( $\pm 20,25$ )	54,34 ( $\pm 15,79$ )	11	t: -0,047	0,96 (0,1)	45,62 ( $\pm 20,13$ )	49,24 ( $\pm 18,76$ )	11	t: -,606	0,56 (0,1)

Significância Assintótica ou  $p < 0,05$ .

Efeito Substancial para  $ES > 0,8$ .

A redução nos parâmetros de deslocamento do CoP evidencia que há melhora na estabilidade dos participantes do experimento (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; JEKA; LACKNER, 1994, 1995). Neste estudo, o uso da Palmilha [X] foi capaz de reduzir as excursões do CoP em ambos os membros avaliados para as duas direções (ML e AP), principalmente no membro [D] na direção AP, contribuindo com a melhora no controle postural dos participantes.

Nas variáveis espaço-temporais, houve diferenças estatisticamente significativas entre as condições de uso de palmilhas. Conforme a Tabela 2, em [E], observou-se diferença apenas no RMS da Velocidade ML ([S]  $6.52 \pm 2.14$ mm/s; [X]  $5.93 \pm 1.78$ mm/m, com  $Z = -3,059$ , com  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,88$ ); e em [D], houve diferença em RMS da Velocidade ML ([S]  $6.49 \pm 3.00$ mm/m; [X]  $5.41 \pm 2.07$ mm/m, com  $Z = -2.981$ ,  $sig. = 0,003$ ;  $ES = 0,86$ ). Desta forma, o uso de palmilha proprioceptiva [X] provocou redução expressiva no parâmetro de média de velocidades no sentido Médio Lateral em ambos os membros ([E] e [D]).

Alterações nos parâmetros de velocidade do CoP sinalizam alterações de comportamento motor sobre o controle postural. A redução desses parâmetros indica que o controle postural diminuiu a demanda do Sistema Nervoso (SN) para manter o indivíduo estável (ENOKA, 2000; MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; TARANTOLA *et al.*, 1997), conseqüentemente, sugere que melhora o equilíbrio.

Nas variáveis espectrais (frequências medianas) sobre as oscilações ML e AP, não houve diferenças estatisticamente significativas entre as condições de uso de palmilhas. Embora [E] tenha apresentado ligeiro aumento de suas frequências medianas com o uso de [X], atingindo efeito ES igual a 0,74 (i.e. moderado-substancial). Isto pode indicar que o uso da palmilha [X] promove alterações sutis no domínio espectral no membro dominante para equilíbrio unipodal (Tabela 3).

Observou-se redução das frequências medianas com o uso da Palmilha Proprioceptiva [X] em ambos os membros e nas direções ML e AP, no entanto, nenhuma delas foi significativa. Assim, os efeitos da Palmilha Proprioceptiva [X] foram insuficientes para alterar a oscilação do CoP durante o equilíbrio dos participantes. Entretanto, na avaliação geral do controle postural de nossos participantes, julgamos esse resultado positivo. Tendo em vista, que os participantes mantiveram das estratégias de controle da oscilação do CoP (i.e. frequência mediana) enquanto melhoraram os demais parâmetros de equilíbrio.

Tabela 2: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais

		DOMÍNIO ESPAÇO-TEMPORAL											
		Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]						
Palmilha		[S]	[X]	df	teste	P - Sig (ES)	[S]	[X]	df	teste	P - Sig (ES)		
		M (SD)	M (SD)				M (SD)	X (SD)					
Velocidade (mm/s)	ML	Máximo	22,16 (±7,32)	18,83 (±5,99)	11	t: 1,214	0,25 (0,5)	29,26 (±32,03)	17,12 (±6,18)	11	t: 1,354	0,2 (0,6)	
		Média	-0,06 (±0,35)	0,02 (±0,07)	11	t: -,790	0,45 (0,4)	0,02 (±0,27)	0,01 (±0,09)	11	t: ,152	0,88 (0,1)	
		RMS	6,52 (±2,14)	5,93 (±1,78)	11	Z: -3,059	<b>0,002</b> (0,88)	6,49 (±3,00)	5,41 (±2,07)	-	Z: -2,981	<b>0,003</b> (0,86)	
	AP	Máximo	22,37 (±12,19)	17,81 (±5,20)	11	t: 1,193	0,26 (0,5)	26,19 (±20,46)	17,23 (±3,27)	11	t: 1,546	0,15 (0,8)	
		Média	-0,09 (±0,67)	0,04 (±0,07)	11	t: -,681	0,51 (0,4)	0,04 (±0,37)	0,02 (±0,11)	11	t: ,184	0,86 (0,1)	
		RMS	6,09 (±2,81)	5,32 (±1,31)	11	t: ,835	0,42 (0,4)	7,12 (±2,61)	6,18 (±1,72)	11	t: 1,411	<b>0,19</b> (0,4)	
	Aceleração (mm/s <sup>2</sup> )	ML	Máximo	404,45 (±127,49)	468,94 (±184,01)	11	t: -1,059	0,31 (0,4)	454,41 (±208,58)	344,70 (±154,70)	11	t: 1,663	<b>0,12</b> (0,6)
			Média	0,01 (±0,63)	0,00 (±0,34)	11	t: ,060	0,95 (0,03)	-0,57 (±2,73)	-0,06 (±0,40)	11	Z: -,784	0,433 (0,23)
			RMS	6,52 (±2,14)	5,93 (±1,78)	11	t: ,968	0,35 (0,3)	6,49 (±3,00)	5,41 (±2,07)	11	t: 1,304	0,22 (0,4)
AP		Máximo	494,65 (±313,13)	481,00 (±148,41)	11	t: ,135	0,9 (0,06)	497,85 (±244,27)	408,47 (±149,48)	11	t: 1,149	0,27 (0,5)	
		Média	-0,04 (±0,75)	-0,03 (±0,39)	11	t: -,046	0,96 (0,02)	-0,33 (±1,80)	0,00 (±0,46)	11	t: -,646	0,53 (0,3)	
		RMS	123,68 (±45,40)	110,31 (±31,30)	11	t: 1,039	0,32 (0,3)	125,39 (±51,58)	108,20 (±35,36)	11	t: 1,400	0,19 (0,4)	

Tabela 3: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espectrais (frequências medianas)

		DOMÍNIO ESPECTRAL (Frequências Mediana)									
		Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
Oscilações		[S]	[X]	df	teste	P - Sig (ES)	[S]	[X]	df	teste	P - Sig (ES)
		M (DP)	M (DP)				M (DP)	M (DP)			
ML		0,22 (±0,10)	0,31 (±0,16)	11	t: -1,663	0,12 (0,74)	0,26 (±0,10)	0,24 (±0,11)	11	t: -0,468	0,65 (0,2)
	AP	0,25 (±0,10)	0,32 (±0,14)	11	t: -1,230	0,24 (0,58)	0,29 (±0,17)	0,31 (±0,17)	11	t: 0,272	0,79 (0,2)

Em suma, o uso da palmilha [X] por adultos saudáveis reduziu parâmetros de (i) oscilação; e (ii) velocidade; e induziu sutilmente o aumento da frequência mediana. No entanto, estes resultados foram mais expressivos na direção AP e no membro [D]. Isso indica

que a palmilha [X] é capaz de promover alterações comportamentais do CoP dos indivíduos participantes deste estudo, principalmente no membro não dominante para suporte do corpo.

Foi evidenciado que o uso da palmilha [X] foi capaz de estimular os mecanorreceptores da sola dos pés de adultos saudáveis, idosos saudáveis e idosos parkinsonianos. Em ordem decrescente de efetividade, a palmilha [X] promoveu benefícios ao grupo de idosos parkinsonianos; seguidos pelo grupo de idosos saudáveis; e de forma pouco expressiva no grupo de adultos saudáveis. Estes resultados sugeriram que o grupo adulto saudável está no auge de seus desempenhos posturais, desta forma, a abundância de informações aferentes não foi capaz de promover melhoras substanciais em seus equilíbrios (HAMANAKA, 2008).

No presente estudo, a palmilha [X] promoveu interferência em número maior de parâmetros cinéticos do que os conquistados no estudo de Hamanaka (2008). Considerando que os resultados do estudo de Hamanaka (2008) foram obtidos na postura ortostática e os do presente estudo foram obtidos na postura unipodal, com público adultos similares, notou-se que a complexidade de equilíbrio envolvido na tarefa é fator relevante para a efetividade da palmilha proprioceptiva [X].

## 7. EXPERIMENTO II: EQUILÍBRIO DINÂMICO - SENTAR E LEVANTAR

### 7.1. PARTICIPANTES

Participaram desse experimento 12 adultos saudáveis canhotos para equilíbrio unipodal, com as seguintes características: (i) Idade:  $\bar{x}=27,5 \pm 6,15$ anos; (ii) Peso Corporal  $\bar{x}=71,758 \pm 6,09$ kg; (iii) Estatura:  $\bar{x}=1,73 \pm 0,05$ m; e (iv) Tamanho do Calçado = 40 BRA).

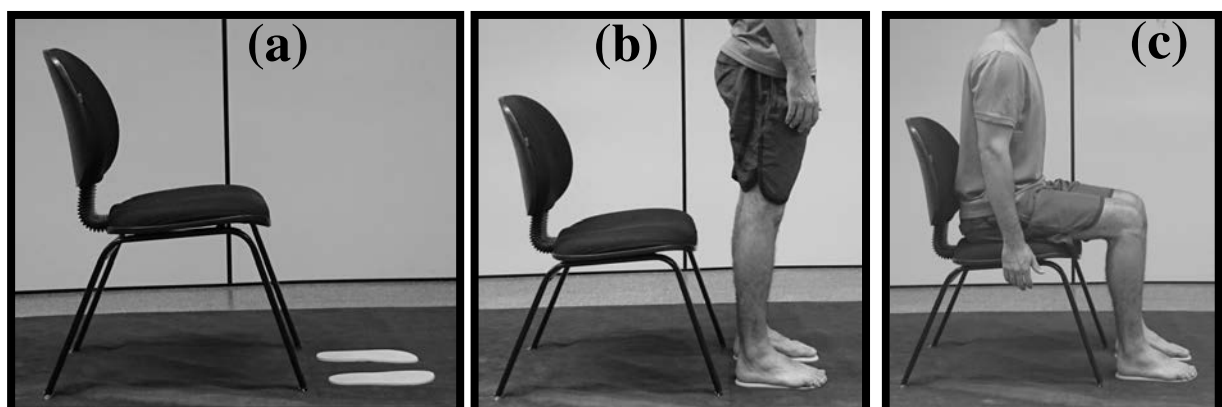
### 7.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

#### 7.2.1. Sentar

Uma cadeira, com altura ajustável, foi posicionada sobre uma passarela de madeira. Nesta passarela, logo à frente da cadeira há um fosso. No fosso foi instalada a plataforma de força de maneira que sua superfície permaneceu nivelada à superfície da passarela. Aos participantes, foi pedido que permanecesse na postura ortostática sobre a plataforma de força com visão concentrada a um alvo quadrado (5 x 5 cm) fixado a altura dos olhos dos participantes em uma parede localizada 2 metros a sua frente. Ao sinal do experimentador, os participantes sentaram-se na cadeira enquanto mantiveram olhar constante ao alvo, permanecendo sentados ao finalizar a tentativa. Pediu-se para os participantes que os movimentos dos membros superiores ocorressem apenas de forma passiva durante a realização da tentativa.

Uma câmera, disposta lateralmente à cadeira, foi instalada para capturar a realização da tarefa simultaneamente à plataforma de força.

Figura 4. Protocolo Experimental - Tarefa Sentar e Tarefa Levantar



Com os mesmos instrumentos da tarefa sentar, foi pedido aos participantes que permanecessem sentados na cadeira, com altura do assento ajustado conforme suas respectivas antropometrias, com seus pés paralelos entre si e largura similar à largura pélvica, mantendo visão concentrada ao alvo fixado na parede. Ao sinal do experimentador, os participantes levantaram-se da cadeira enquanto mantiveram olhar constante ao alvo, permanecendo eretos ao finalizar a tentativa. Pediu-se para os participantes que os movimentos dos membros superiores ocorressem apenas de forma passiva durante a realização da tentativa.

### **7.2.3. Tentativas Válidas para cada Tarefa**

Para cada tarefa motora (i.e. Sentar e Levantar), foram realizadas três tentativas válidas por condição de palmilha (i.e. [S] e [X]). As tentativas foram realizadas de maneira alternada entre as tarefas motoras. Para evitar possíveis interferências sensoriais entre palmilhas, foram realizados dois dias alternados de coletas dos dados em função da condição palmilha, definidas previamente por sorteio realizado pelo experimentador.

## **7.3. TRATAMENTO DOS DADOS E VARIÁVEIS DEPENDENTES**

A plataforma de força e uma lâmpada foram acionadas simultaneamente através do modulador (Spider 8 ®). Com o sinal luminoso emitido pela lâmpada na imagem da câmera, foi possível sincronizar os dados da plataforma de força com os eventos da câmera posteriormente à coleta dos dados.

Nas tarefas de sentar e levantar são avaliados os dados estabilométricos nos instantes em que não há contato entre o participante e a cadeira. Com base na sincronização da câmera com a plataforma de força, foram realizados cortes dos dados brutos de cada tentativa. Foram utilizados para as análises apenas os dados compreendidos no intervalo de tempo que não houve contato entre participante e cadeira. Em sequencia, os dados foram filtrados e suavizados conforme metodologia (Conforme capítulo 4.2.1.c.).

Após tratamento, os dados foram analisados em dois domínios: temporal; e espectral. No domínio temporal foram analisados (para direções ML e AP): Oscilações Relativas Máxima, Mínima e RMS; Distância Percorrida, Velocidades Máxima, Média, RMS; e Acelerações Máxima, Média, RMS. No domínio espectral foram calculados a Frequência Mediana das Oscilações ML e AP.

#### 7.4. SENTAR: RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas variáveis espaciais, houve diferenças estatisticamente significativas entre uso de palmilhas [S] comparado à [X] em: (i) Oscilação Relativa Máxima ML ([S]  $2.4 \pm 0.8$ mm/m; [X]  $2.8 \pm 1.3$ mm/m;  $Z = -3,170$ ;  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,92$ ); (ii) RMS da Oscilação Relativa AP ([S]  $3.9 \pm 1.0$ mm/m; [X]  $3.0 \pm 1.6$ mm/m;  $t = 2.171$ ;  $sig. = 0,05$ ;  $ES = 0,7$ ); e (iii) Trajetória Percorrida ([S]  $17.3 \pm 3.4$ mm; [X]  $16.5 \pm 5.7$ mm;  $Z = -3,296$ ;  $sig. = 0,001$ ;  $ES = 0,95$ ). Nas demais comparações, não houve diferenças significativas (Tabela 4).

Percebeu-se que o uso da palmilha proprioceptiva proporcionou maior ampliação de movimento no sentido ML, enquanto proporcionou reduções na oscilação média no sentido AP e trajetória percorrida. A redução dos parâmetros de deslocamento do CoP sugerem aumento de estabilidade (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; JEKA; LACKNER, 1994, 1995).

**Tabela 4:** Efeito da Palmilha [X] nas variáveis espaciais

<b>TAREFA SENTAR - DOMINIO ESPACIAL</b>						
		<b>[S]</b>	<b>[X]</b>	<b>df</b>	<b>teste</b>	<b>p- Sig (ES)</b>
		<i>M (DP)</i>	<i>M (DP)</i>			
<b>Oscilação Relativa (mm/m)</b>	<b>ML Máximo</b>	2,4 ( $\pm 0,8$ )	2,8 ( $\pm 1,3$ )	-	Z: -3,170	<b>0,002 (0,92)</b>
	<b>ML Mínimo</b>	-2,5 ( $\pm 0,7$ )	-2,9 ( $\pm 1,1$ )	11	t: ,872	0,4 (0,4)
	<b>RMS</b>	1,4 ( $\pm 0,4$ )	1,7 ( $\pm 0,9$ )	11	t: -1,176	0,26 (0,5)
	<b>AP Máximo</b>	6,6 ( $\pm 1,4$ )	5,3 ( $\pm 2,3$ )	-	Z: -,345	0,73 (0,1)
	<b>AP Mínimo</b>	-4,8 ( $\pm 1,4$ )	3,9 ( $\pm 1,9$ )	11	t: -1,500	0,16 (0,5)
	<b>RMS</b>	3,9 ( $\pm 1,0$ )	3,0 ( $\pm 1,6$ )	11	t: 2,171	<b>0,05 (0,7)</b>
<b>Trajetória Percorrida (mm)</b>		17,3 ( $\pm 3,4$ )	16,5 ( $\pm 5,7$ )	-	Z: -3,296	<b>0,001 (0,95)</b>

Desta forma, houve aumento de instabilidade na direção ML e aumento de estabilidade na direção AP. Isso indica que o uso da palmilha prejudicou a estabilidade ML enquanto

favoreceu a estabilidade AP. Esta estratégia paradoxal surtiu efeito positivo no equilíbrio visto que houve redução significativa e substancial da Trajetória Percorrida. Portanto, houve alteração dramática da estratégia motora para manutenção mais efetiva estabilidade do participante durante o sentar.

Nas variáveis espaço-temporais, foram observadas três diferenças significativas: (i) Velocidade Máxima ML ([S]  $34.57 \pm 6.76\text{mm/s}$ ; [X]  $41.72 \pm 10.22\text{mm/s}$ ,  $t = -1.938$ ,  $p = 0,08$ ;  $ES = 0,8$ ); (ii) Velocidade Média ML ([S]  $0.48 \pm 1.68\text{mm/s}$ ; [X]  $2.30 \pm 2.46\text{mm/s}$ ,  $t = -2.267$ ,  $p = 0,04$ ;  $ES = 0,9$ ); e (iii) Aceleração Média ML ([S]  $-0.45 \pm 1.25\text{mm/s}^2$ ; [X]  $2.22 \pm 2.20\text{mm/s}^2$ ,  $t = -4.024$ ,  $p = 0,002$ ;  $ES = 1.5$ ). Desta forma, o uso de palmilha proprioceptiva [X] proporcionou aumento significativo em parâmetros de velocidade e aceleração do CoP lateralmente (Tabela 5).

Aumento nos parâmetros de velocidade durante o sentar indica maior condicionamento para realização da tarefa, e conseqüentemente, maior estabilidade. (MORAES; MAUERBERG-DE CASTRO, 2010; MORAES; REIS; CASTELLI, 2011; TARANTOLA *et al.*, 1997). Desta forma, o uso da palmilha [X] foi capaz de promover melhora na estabilidade do sentar.

No domínio cinético, houve diferenças estatisticamente significativas no comportamento de variação da FRS, em: (i) Velocidade de Variação da FRS ([S]  $1.19 \pm 0.70\text{PC/s}$ ; [X]  $1.10 \pm 0.43\text{PC/s}$ ,  $Z = -2.417$ ,  $\text{sig} = 0,016$ ;  $ES = 0,7$ ); (ii) RMS da Velocidade de Variação da FRS ([S]  $1.10 \pm 0.27\text{PC/s}$ ; [X]  $1.21 \pm 0.27\text{PC/s}$ ,  $t = -2.356$ ,  $p = 0,04$ ;  $ES = 0,4$ ); e (iii) RMS da Aceleração de Variação da FRS ([S]  $10.74 \pm 3.29\text{PC/s}^2$ ; [X]  $12.65 \pm 4.13\text{PC/s}^2$ ,  $t = -2.153$ ,  $p = 0,05$ ;  $ES = 0,5$ ). Nas demais comparações não foram encontradas diferenças significativas (Tabela 6). Logo, o uso de palmilha [X] aumentou os valores médios de velocidade e aceleração de variação da força reativa do solo em comparação à palmilha [S] durante o sentar.

Menores variações da FRS entre tentativas de sentar indicam maiores estabilidades durante a realização da tarefa; tempos reduzidos para atingir os níveis mais baixos de FRS até o ato de sentar-se propriamente dito (i.e. contato com a cadeira); e movimentos bruscos (i.e. estratégia de sentar menos cautelosa) são parâmetros que indicam maiores estabilidades do indivíduo durante o ato de sentar (ANGLIN; WYSS, 2000; DEFFEYES *et al.*, 2009; DUBOST *et al.*, 2005; MORAES; REIS; CASTELLI, 2011).



**Tabela 5:** Efeito da Palmilha [X] nas variáveis espaço-temporais

		<b>TAREFA SENTAR - DOMÍNIO ESPAÇO-TEMPORAL</b>					
		<b>Inter Condição: Palmilha</b>			<b>df</b>	<b>teste</b>	<b>Signif (ES)</b>
		<b>[S]</b>	<b>[X]</b>				
		<b>M (DP)</b>	<b>M (DP)</b>				
<b>Velocidade (mm/s)</b>	<b>ML Máximo</b>	34,57 (±6,76)	41,72 (±10,22)	11	t: -1,938	<b>0,08</b>	<b>(0,8)</b>
	<b>Média</b>	0,48 (±1,68)	2,30 (±2,46)	11	t: -2,267	<b>0,04</b>	<b>(0,9)</b>
	<b>RMS</b>	13,02 (±3,15)	15,51 (±3,86)	11	t: -1,671	0,12	(0,7)
	<b>AP Máximo</b>	33,03 (±15,66)	31,97 (±8,58)	11	t: ,259	0,8	(0,1)
	<b>Média</b>	-65,52 (±28,48)	-5,867 (±2,76)	11	t: -,690	0,5	(0,2)
	<b>RMS</b>	20,41 (±4,91)	19,92 (±5,42)	11	t: ,332	0,75	(0,1)
<b>Aceleração (mm/s<sup>2</sup>)</b>	<b>ML Máximo</b>	633,78 (±204,40)	651,99 (±139,29)	11	t: -,451	0,66	(0,1)
	<b>Média</b>	-0,45 (±1,25)	2,22 (±2,20)	11	t: -4,024	<b>0,002</b>	<b>(1,5)</b>
	<b>RMS</b>	219,66 (±70,73)	239,02 (±59,48)	11	t: -1,148	0,28	(0,3)
	<b>AP Máximo</b>	793,53 (±189,96)	825,23 (±249,85)	11	t: -,423	0,68	(0,1)
	<b>Média</b>	-0,99 (±3,35)	0,80 (±5,45)	11	t: -1,622	0,13	(0,4)
	<b>RMS</b>	275,98 (±66,91)	290,41 (±85,74)	11	t: -,619	0,55	(0,2)

No presente estudo, observou-se que alterações nos padrões de desvio da média (i.e. desvio-padrão) entre as condições de palmilhas permaneceram aproximados, indicando que a palmilha [X] não foi capaz de promover alterações comportamentais do FRS a ponto de alterar o índice de variação FRS entre tentativas dos sujeitos.

Em contra partida, foram observadas que o uso da palmilha [X] aumentou a velocidade de Variação FRS durante a realização da tarefa de forma significativa. Para o indivíduo atingir valores baixos de FRS rapidamente, é necessário que a velocidade de FRS seja maior, promovendo ganho de tempo para alcançar tal meta no pré-contato com a cadeira. Desta forma, a palmilha [X] favoreceu a redução do tempo para alcance do FRS baixo na tarefa de

sentar, indicando que auxiliou na estabilização dos participantes do estudo. Além disso, os participantes desse estudo apresentaram padrão de aceleração elevado com o uso da palmilha [X]. Isto significa que os participantes adotaram estratégias menos conservadoras para manutenção do equilíbrio para sentarem-se ao apresentarem movimentos bruscos da variação da FRS.

**Tabela 6:** Efeito da Palmilha [X] nas variáveis cinéticas

<b>TAREFA SENTAR - DOMÍNIO CINÉTICO</b>			<b>Inter Condição: Palmilha</b>				
			[S]	[X]	df	teste	Signif (ES)
			M (DP)	M (DP)			
<b>FRS</b>	<b>FRS (°C)</b>	<b>Máximo</b>	1,14 (±0,08)	1,13 (±0,07)	11	t: ,751	0,47 (0,1)
		<b>Médio</b>	0,64 (±0,09)	0,67 (±0,09)	11	t: -,653	0,53 (0,2)
		<b>RMS</b>	0,76 (±0,08)	0,78 (±0,07)	11	t: -,734	0,48 (0,2)
	<b>Velocidade de Variação FRS (kg/s)</b>	<b>Máximo</b>	1,19 (±0,70)	1,10 (±0,43)	-	Z: -2,417	<b>0,016</b> (0,7)
		<b>Média</b>	-0,32 (±0,10)	-0,39 (±0,11)	11	t: 1,600	0,14 (0,6)
		<b>RMS</b>	1,10 (±0,27)	1,21 (±0,27)	11	t: -2,356	<b>0,04</b> (0,4)
	<b>Aceleração da Variação FRS (kg/s²)</b>	<b>Máximo</b>	30,73 (±10,57)	35,65 (±13,94)	11	t: -1,279	0,23 (0,4)
		<b>Médio</b>	-0,09 (±0,07)	-0,12 (±0,07)	11	t: 1,448	0,18 (0,5)
		<b>RMS</b>	10,74 (±3,29)	12,65 (±4,13)	11	t: -2,153	<b>0,05</b> (0,5)

Nas variáveis espectrais (Tabela 8), o uso da palmilha [X] aumentou a frequência mediana das oscilações em três variáveis: (i) Frequência Mediana da Oscilação ML ([S] 0.75 ±0.22Hz; [X] 1.06 ±0.38Hz;  $t = -2.942$ ;  $p = 0.01$ ; ES= 1.01); (ii) Frequência Mediana da Oscilação AP ([S] 0.41 ±0.07Hz; [X] 0.60 ±0.19Hz;  $t = -3.146$ ;  $p = 0.01$ ; ES= 1.49); e (iii) Frequência Mediana da Velocidade de Oscilação AP ([S] 1.84 ±0.24Hz; [X] 2.21 ±0.48Hz;  $t = -2.158$ ;  $p = 0.05$ ; ES= 1.05).

Alterações nos parâmetros de frequência mediana das oscilações dos CoP são indicadores de alterações nos comportamento do equilíbrio do indivíduo em situações estáticas. No presente estudo, concomitantemente ao aumento das frequências medianas das Oscilações ML e AP, houve redução significativa da Trajetória Percorrida pelo CoP. A

Trajetória Percorrida pelo CoP é uma variável que agrupa dois fatores: (i) deslocamentos ML; e (ii) deslocamentos AP do CoP. Isto significa que é coerente que alterações significativas na Trajetória Percorrida estejam associadas a alterações de parâmetros em direções ML e AP. Portanto, os aumentos das frequências medianas ML e AP apresentadas pelos adultos sadios com uso da palmilha [X] ao sentar na cadeira, reafirmam a ocorrência de alterações da estabilidade corporal durante a realização desta tarefa dinâmica.

Além disso, houve alterações das frequências medianas nas variáveis cinéticas (Tabela 8) em detrimento do uso da palmilha proprioceptiva [X]: (i) Frequência Mediana da FRS ([S]  $0.41 \pm 0.07\text{Hz}$ ; [X]  $0.50 \pm 0.09\text{Hz}$ ;  $t = -2.900$ ;  $p = 0.01$ ;  $ES = 1.1$ ); (ii) Frequência Mediana da Velocidade de Variação da FRS ([S]  $1.29 \pm 0.26\text{Hz}$ ; [X]  $1.52 \pm 0.41\text{Hz}$ ;  $t = -2.074$ ;  $p = 0.06$ ;  $ES = 0.7$ ); e (iii) Frequência Mediana da Aceleração da FRS ([S]  $3.12 \pm 0.45\text{Hz}$ ; [X]  $3.42 \pm 1.0\text{Hz}$ ;  $t = -3.233$ ;  $p = 0.001$ ;  $ES = 0.93$ ). Assim, verificou-se que a palmilha proprioceptiva [X] tem capacidade de promover aumentos expressivos nas características de frequência mediana do CoP e da FRS.

**Tabela 7:** Efeito da Palmilha [X] sob o domínio espectral (Frequência Mediana)

<b>TAREFA SENTAR - DOMÍNIO ESPECTRAL</b>							
<b>(Frequência Mediana)</b>							
<b>Inter Condição: Palmilha</b>							
	Palmilha	[S]	[X]	df	teste	<i>p - Sig</i> ( <i>ES</i> )	
		<i>M (DP)</i>	<i>M (DP)</i>				
Frequência Mediana (Hz)	Oscilação	ML	0,75 ( $\pm 0,22$ )	1,06 ( $\pm 0,38$ )	11	$t: -2,942$	<b>0,01</b> ( <b>1,01</b> )
		AP	0,41 ( $\pm 0,07$ )	0,60 ( $\pm 0,19$ )	11	$t: -3,146$	<b>0,01</b> ( <b>1,49</b> )
	FRS	0,41 ( $\pm 0,07$ )	0,50 ( $\pm 0,09$ )	11	$t: -2,900$	<b>0,01</b> ( <b>1,1</b> )	
	Velocidade de Variação FRS	1,29 ( $\pm 0,26$ )	1,52 ( $\pm 0,41$ )	11	$t: -2,074$	<b>0,06</b> ( <b>0,7</b> )	

Portanto, de forma geral, adultos sadios reduziram as oscilações do CoP com respectiva elevação da velocidade e aceleração de variação da FRS e conseqüente aumentos nos parâmetros de frequência com o uso da palmilha [X]. A associação dessas mudanças comportamentais (CoP e FRS) indica que os estímulos proporcionados por esta palmilha aos mecanorreceptores localizados na sola dos pés foram suficientes para contribuir com a estabilidade do sentar na cadeira de adultos sadios.

## 7.5. LEVANTAR: RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas variáveis espaciais, foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre uso de palmilhas [S] comparado à [X] em (i) Oscilação Relativa Máxima AP ([S]  $6.73 \pm 1.59\text{mm/m}$ ; [X]  $5.77 \pm 1.63\text{mm/m}$ ;  $t = 2.912$ ;  $p = 0,014$ ;  $ES = 0,6$ ); (ii) RMS da Oscilação Relativa AP ([S]  $4.87 \pm 0.91\text{mm/m}$ ; [X]  $3.68 \pm 1.51\text{mm/m}$ ;  $Z = -3.107$ ;  $sig. = 0,002$ ;  $ES = 0,9$ ); e (iii) Trajetória Percorrida ([S]  $18.71 \pm 3.42\text{mm}$ ; [X]  $15.53 \pm 3.59\text{mm}$ ;  $t = 3.150$ ;  $sig. = 0,009$ ;  $ES = 0,9$ ). Nas demais variáveis não houve diferenças significativas (Tabela 9).

Pautado nisso, o uso da palmilha proprioceptiva [X] proporcionou alterações no sentido anteroposterior das oscilações, reduzindo sua amplitude de movimento, proporcionando, conseqüentemente, redução da trajetória percorrida. Redução neste parâmetro indica aumento de estabilidade (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; JEKA; LACKNER, 1994, 1995), portanto, o uso da palmilha [X] promoveu aumento da estabilidade corporal durante a tarefa de levantar.

**Tabela 8:** Efeito da Palmilha Proprioceptiva [X] sobre variáveis espaciais.

<b>TAREFA LEVANTAR - DOMÍNIO ESPACIAL</b>							
<b>Inter Condição: Palmilha</b>							
		[S]	[X]	df	teste	Signif (ES)	
		<i>M (DP)</i>	<i>M (DP)</i>				
Oscilação (mm/m)	ML	<b>Máximo</b>	2,37 (±0,97)	2,87 (±0,75)	11	t: ,384	0,708 (0,6)
		<b>Mínimo</b>	-2,76 (±1,06)	-3,48 (±1,39)	11	t: 1,499	0,162 (0,6)
		<b>RMS</b>	1,55 (±0,59)	1,95 (±0,79)	11	t: -1,503	0,161 (0,6)
	AP	<b>Máximo</b>	6,73 (±1,59)	5,77 (±1,63)	11	t: 2,912	<b>0,014</b> <b>(0,6)</b>
		<b>Mínimo</b>	-6,25 (±1,13)	-4,66 (±1,85)	-	Z: -,282	0,778 (0,1)
		<b>RMS</b>	4,87 (±0,91)	3,68 (±1,51)	-	Z: -3,107	<b>0,002</b> <b>(0,9)</b>
<b>Trajetória Percorrida (mm)</b>		18,71 (±3,42)	15,53 (±3,59)	11	t: 3,150	<b>0,009</b> <b>(0,9)</b>	

Nas variáveis espaço-temporais, foi observado que houve diferenças significativas nas velocidades de oscilação do CoP: (i) Velocidade Máxima ML ([S]  $15.79 \pm 5.89\text{mm/s}$ ; [X]  $19.40 \pm 5.67\text{mm/s}$ ,  $t = -2.222$ ,  $p = 0,048$ ;  $ES = 0,6$ ); (ii) Velocidade Média ML ([S]  $-0.47 \pm 0.97\text{mm/s}$ ; [X]  $-1.33 \pm 1.16\text{mm/s}$ ,  $t = 2.355$ ,  $p = 0,038$ ;  $ES = 0,8$ ); (iii) RMS da Velocidade ML ([S]  $7.59 \pm 1.98\text{mm/s}$ ; [X]  $10.23 \pm 3.76\text{mm/s}$ ,  $t = -2.359$ ,  $p = 0,038$ ;  $ES = 0,9$ ); (iv) Velocidade Máxima AP ([S]  $51.27 \pm 15.20\text{mm/s}$ ; [X]  $41.46 \pm 24.74\text{mm/s}$ ,  $Z = -1.977$ ,  $\text{sig} = 0,048$ ;  $ES = 0,6$ ); (v) Velocidade Média AP ([S]  $5.04 \pm 1.63\text{mm/s}$ ; [X]  $4.07 \pm 1.71\text{mm/s}$ ,  $t = 1.966$ ,  $p = 0,075$ ;  $ES = 0,6$ ); (vi) RMS da Velocidade AP ([S]  $15.62 \pm 5.16\text{mm/s}$ ; [X]  $12.70 \pm 4.65\text{mm/s}$ ,  $Z = -1.977$ ,  $p = 0,048$ ;  $ES = 0,6$ ); (vii) RMS da Aceleração ML ([S]  $7.59 \pm 1.98\text{mm/s}$ ; [X]  $10.23 \pm 3.76\text{mm/s}$ ,  $Z = -2.291$ ,  $p = 0,022$ ;  $ES = 0,7$ ); e (viii) Aceleração Média AP ([S]  $3.42 \pm 1,57\text{mm/s}$ ; [X]  $2.55 \pm 0.87\text{mm/s}$ ,  $t = 2.059$ ,  $p = 0,064$ ;  $ES = 0,7$ ).

Consequentemente, nota-se que as variáveis espaço-temporais foram sensíveis ao efeito da palmilha [X], verificado pelo prioritário aumento dos parâmetros de velocidade ML e redução nos parâmetros de velocidades e acelerações AP.

**Tabela 9:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais

		TAREFA LEVANTAR - DOMÍNIO ESPAÇO-TEMPORAL					
		Inter Condição: Palmilha					
		[S]	[X]	df	teste	Signif (ES)	
		<i>M(DP)</i>	<i>M(DP)</i>				
Velocidade (mm/s)	ML	Máximo	15,79 (±5,89)	19,40 (±5,67)	11	t: -2,222	<b>0,048</b> (0,6)
		Média	-0,47 (±0,97)	-1,33 (±1,16)	11	t: 2,355	<b>0,038</b> (0,8)
		RMS	7,59 (±1,98)	10,23 (±3,76)	11	t: -2,359	<b>0,038</b> (0,9)
	AP	Máximo	51,27 (±15,20)	41,46 (±24,74)	-	Z: -1,977	<b>0,048</b> (0,6)
		Média	5,04 (±1,63)	4,07 (±1,71)	11	t: 1,966	<b>0,075</b> (0,6)
		RMS	15,62 (±5,16)	12,70 (±4,65)	-	Z: -1,977	<b>0,048</b> (0,6)
Aceleração (mm/s <sup>2</sup> )	ML	Máximo	345,39 (±75,86)	480,16 (±205,60)	-	Z: -1,475	0,14 (0,4)
		Média	-0,44 (±0,39)	-0,81 (±0,86)	11	t: 1,346	0,205 (0,6)
		RMS	7,59 (±1,98)	10,23 (±3,76)	-	Z: -2,291	<b>0,022</b> (0,7)
	AP	Máximo	541,93 (±194,16)	640,39 (±286,96)	11	t: -1,031	0,325 (0,4)
		Média	3,42 (±1,57)	2,55 (±0,87)	11	t: 2,059	<b>0,064</b> (0,7)
		RMS	189,92 (±79,69)	168,95 (±68,01)	11	t: ,722	0,486 (0,3)

A velocidade AP está diretamente envolvida com um recorte dessa tarefa motora: o balanço de tronco para frente. Ao realizá-lo, o indivíduo cria impulso suficiente para projetar-se à frente da cadeira e, conseqüentemente, ter oportunidade de elevar-se até a postura ortostática. (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; LEE; GRANATA; MADIGAN, 2008; LEE; GRANATA, 2008).

Velocidades maiores nesse balanço podem contribuir com aumento na Quantidade de Movimento<sup>1</sup>, o que promoverá ganho no Impulso<sup>2</sup>. Neste caso, valores altos de Impulso aliviam o esforço das musculaturas das coxas e abdome/lombares para realizar a extensão do quadril. No entanto, este movimento produz grande oscilação do corpo no sentido AP (DUBOST *et al.*, 2005; JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; LEE; GRANATA; MADIGAN, 2008; MCGINNIS, 2002; MORAES; MAUERBERG-DE CASTRO, 2010).

Tendo em vista a (i) Amplitude Movimento (ADM) do tornozelo no sentido AP, e (ii) a área de contato do pé em sentido AP na construção da Base de Apoio (BA); o organismo humano tem capacidade de suportar maiores oscilações AP com menos prejuízo ao equilíbrio corporal comparado às oscilações laterais. Além disso, as informações oriundas do complexo articular do tornozelo por seus ângulos de flexão são mais efetivas para acionar as ações musculares corretivas do equilíbrio postural, conforme o Princípio de Equilíbrio pelo Ângulo de Flexão do Tornozelo (HORAK, 2006). Observa-se que o organismo está realizando constantemente interação entre forças motriz do Impulso do balanço de tronco com grandes oscilações ântero-posteriores para a realização da tarefa, buscando o melhor custo benefício: esforço x instabilidade (DUBOST *et al.*, 2005; JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; LEE; GRANATA; MADIGAN, 2008).

Redução nas taxas de velocidade AP indica que o padrão de balanço do tronco afetou de forma menos incisiva o comportamento do CoP no sentido anteroposterior com o uso da palmilha proprioceptiva [X]. Essa constatação corrobora com os achados anteriores deste estudo que são referentes às reduções das taxas de oscilações do CoP no sentido anterior e da trajetória percorrida pelo CoP. Ou seja, menos Impulso AP gera menor oscilação AP, conseqüentemente, nota-se que houve redução da instabilidade AP.

Há uma relação inversamente proporcional entre velocidade de execução da ação motora com a precisão de sua execução, conhecida como Lei de Fitts (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004). Logo, conforme a velocidade reduz, há aumento na precisão

---

<sup>1</sup> Quantidade de Movimento (Q) = m \* v; onde 'm' é a massa do corpo; e 'v' é a velocidade linear do corpo.

<sup>2</sup> Impulso (I) = ΔQ

da ação motora, inclusive na ação de levantar-se da cadeira (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; LEE; GRANATA; MADIGAN, 2008; MORAES; MAUERBERG-DE CASTRO, 2010).

Além disso, a redução da velocidade do movimento proporciona maior tempo de execução do movimento. Isso permite que haja mais processamento mental para realizar correções da ação motora ao longo de sua execução, desta forma, o movimento torna-se altamente controlado durante sua realização em função do aumento do tempo de execução, tornando-se um parâmetro de instabilidade na tarefa de levantar (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002; MORAES; MAUERBERG-DE CASTRO, 2010; ROY *et al.*, 2006, 2007; TALIS *et al.*, 2008).

No presente estudo, a Palmilha Proprioceptiva [X] interferiu antagonicamente nas acelerações das direções ML e AP, no entanto, os participantes mantiveram a mesma estabilidade espacial, indicando capacidade de equilíbrio mesmo diante de perturbações. Portanto, o equilíbrio permaneceu estável com ações corretivas diferentes às utilizadas pelo planejamento motor sem o uso da Palmilha [X] (MORAES; REIS; CASTELLI, 2011). É importante considerar que alterações nas acelerações motoras refletem modificações comportamentais da motricidade. Em geral, baixas acelerações indicam controle de movimentos mais suaves (MAARSE *et al.*, 1991; MOJET, 1991; VAN DOORN; KEUSS, 1991; WANN; KARDIRKAMANATHAN, 1991). Mas novas investigações devem ser realizadas para averiguar as implicações desse resultado ao controle postural dinâmico.

No domínio cinético (Tabela 10), não houve diferenças estatisticamente significativas no comportamento da FRS e de suas variações; o que indica que a palmilha [X] não foi capaz de promover alterações na FRS. No domínio espectral, foi observado aumento das frequências medianas com o uso da Palmilha Proprioceptiva [X] em ambos os membros e nas direções ML e AP, no entanto, nenhuma delas alcançou índice de significância (Tabela 11).

Isso demonstra que a palmilha [X] promove alterações no comportamento do CoP em perfil espectral (frequência mediana) embora de maneira mais sutil. No entanto, é importante salientar que, mesmo sutil, a alteração ocorreu na movimentação AP, como a maioria das alterações apresentadas pelos demais parâmetros analisados em domínio temporal. Logo, concluímos que o comportamento das Oscilações AP são mais sensíveis aos efeitos da palmilha [X], corroborando com o Princípio de Equilíbrio pelo Ângulo de Flexão do Tornozelo (HORAK, 2006), onde as flexões de tornozelo (i.e. em direção AP) são determinantes para a estabilidade eficiente do indivíduo.

Tabela 10: Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis cinéticas

TAREFA LEVANTAR - DOMÍNIO CINÉTICO							
Inter Condição: Palmilha							
		[S]	[X]	df	teste	Signif (ES)	
		<i>M(DP)</i>	<i>M(DP)</i>				
FRS	FRS (PC)	Máximo	1,18 (±0,07)	1,19 (±0,07)	11	t: -1,007	0,336 (0,1)
		Médio	0,64 (±0,05)	0,64 (±0,08)	11	t: ,533	0,604 (0,1)
		RMS	0,76 (±0,03)	0,76 (±0,05)	11	t: ,694	0,502 (0,2)
	Velocidade (kg/s)	Máximo	5,82 (±1,22)	6,22 (±1,33)	11	t: -1,252	0,237 (0,3)
		Média	0,38 (±0,08)	0,41 (±0,09)	11	t: -1,102	0,294 (0,4)
		RMS	1,54 (±0,42)	1,63 (±0,37)	-	U: -1,350	0,177 (0,4)
	Aceleração (kg/s)	Máximo	50,84 (±18,80)	57,42 (±19,18)	11	t: -1,388	0,193 (0,3)
		Médio	0,25 (±0,09)	0,26 (±0,08)	11	t: -,604	0,558 (0,2)
		RMS	17,14 (±7,46)	18,56 (±6,23)	-	U: -,910	0,363 (0,3)

Tabela 11: Efeito da Palmilha [X] sob o domínio espectral

TAREFA LEVANTAR - DOMÍNIO ESPECTRAL (Frequência Mediana)							
Inter Condição: Palmilha							
		[S]	[X]	df	teste	Signif (ES)	
		<i>M(DP)</i>	<i>M(DP)</i>				
Frequência Mediana (Hz)	Oscilação	ML	0,97 (±0,29)	0,96 (±0,34)	11	t: ,073	0,943 (0,1)
		AP	0,71 (±0,25)	0,79 (±0,23)	11	t: -1,712	0,115 (0,3)
	FRS	0,48 (±0,08)	0,51 (±0,05)	11	t: -1,518	0,157 (0,5)	
	Velocidade de Variação FRS	1,63 (±0,27)	1,66 (±0,25)	11	t: -,663	0,521 (0,1)	



Contudo, na tarefa de sentar-se, verificou-se que as variáveis cinéticas (FRS) foram mais suscetíveis às perturbações comportamentais provocadas pela palmilha [X]. Ainda, percebeu-se que as variáveis espaciais sofreram leves reduções nas excursões do CoP para trás e na trajetória. Contraditoriamente, estas excursões aumentaram lateralmente. Este padrão antagônico indica que a palmilha [X] afetou o comportamento motor espaço-temporal do CoP dos participantes. Na tarefa de levantar, as alterações foram mais expressivas comparadas à tarefa de sentar, e foram encontradas predominantemente nas Oscilações; Velocidade e Acelerações de Oscilação.

Embora a palmilha [X] tenha intensidade de efeitos diferentes entre as duas tarefas, a associação desses resultados indica que esta palmilha estimulou os mecanorreceptores da sola dos pés e promoveu efeitos positivos na estabilidade corporal de adultos sadios em tarefas como sentar e levantar-se da cadeira.

## 8. EXPERIMENTO III: EQUILÍBRIO DINÂMICO - LOCOMOÇÃO

### 8.1. PARTICIPANTES

Participaram voluntariamente da pesquisa com consentimento informado 12 adultos saudáveis canhotos para equilíbrio unipodal, com as seguintes características: (i) Idade:  $\bar{x} = 27,69 \pm 6,37$  anos; (ii) Peso Corporal:  $\bar{x} = 71,92 \pm 6,49$  kg; (iii) Estatura  $\bar{x} = 1,74 \pm 0,05$  m; e (iv) Tamanho do Calçado = 40 BRA.

### 8.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Em função da tarefa, foi necessário que os participantes calçassem sapatilhas performáticas para dança (modalidade Jazz), equipadas internamente com as respectivas palmilhas avaliadas pelo estudo.

Assim, foi garantido o contato constante entre palmilhas e solas dos pés dos participantes durante a sua realização. Devido ao material de confecção maleável da sapatilha e ao seu modelo flexível; foram reduzidos os possíveis efeitos de imobilidade e alteração de pegadas provocadas pelo uso de calçado convencional.

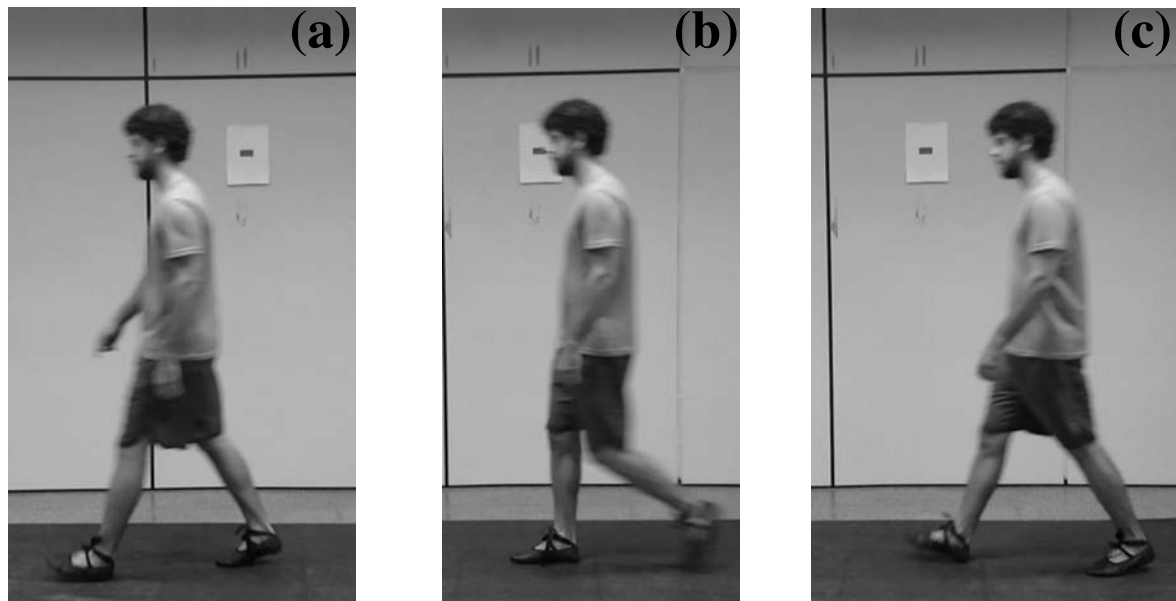
Foi pedido aos participantes que caminhassem por uma passarela, com 6 metros de comprimento, em velocidade autocontrolada, constante, confortável e habitual.

No centro dessa passarela há uma abertura onde foi fixada a plataforma de força mantendo as superfícies, de ambos os materiais, niveladas entre si. Por fim, a passarela foi coberta com tecido escuro e antiderrapante, com o intuito de disfarçar o posicionamento da plataforma de força ao longo da passarela. Esta estratégia de camuflagem garantiu que o participante não alterasse seu padrão de locomoção com o objetivo de atingir a plataforma de força, comprometendo a avaliação do padrão natural da caminhada.

A avaliação cinética de um passo foi obtida pelo apoio do pé sobre a plataforma de força durante a caminhada. Para isso, o experimentador estipulou o ponto de partida que o participante deveria iniciar a caminhada para garantir que um passo fosse realizado integralmente sobre a plataforma. Isso assegurou que o participante, mesmo desconhecendo o posicionamento da plataforma de força, pudesse realizar tentativas válidas para avaliações posteriores.

Foram realizadas três tentativas válidas para cada membro e para cada tipo de palmilha. A realização das tentativas ocorreu em dias diferentes em função do tipo de palmilha, definidas por sorteio, para evitar interferências sensoriais devido ao uso das palmilhas proprioceptivas.

**Figura 5.** Protocolo Experimental - Locomoção



### 8.3. VARIÁVEIS DEPENDENTES

Os dados da plataforma de equilíbrio foram analisados em domínios: espacial (amplitude); temporal (tempo); espaço-temporal (velocidade e aceleração) e cinético (Força de Reação do Solo - FRS). Estas análises foram realizadas na totalidade do passo e em três períodos dele: (i) Apoio do Calcanhar (1º Pico de FRS); (ii) Suporte (entre os Picos de FRS); e (iii) Propulsão (a partir 2º Pico de FRS).

### 8.4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas variáveis espaciais no período de Apoio do Calcanhar; não houve diferenças significantes no membro [E], enquanto no membro [D] houve redução significativa na Amplitude Máxima ML do CoP ([S]  $0.54 \pm 0.13\text{cm}$ ; [X]  $0.466 \pm 0.001\text{cm}$ ,  $Z = -2.366$ ,  $\text{sig} = 0,02$ ;  $ES = 0,7$ ). Nas demais variáveis não houve diferenças significativas (Tabela 12).

Nas variáveis espaciais durante o Suporte do Apoio Simples (Tabela 13), houve diferença estatisticamente significativa no membro [D], na Amplitude Máxima ML do CoP

([S]  $0.268 \pm 0.294\text{cm}$ ; [X]  $0.109 \pm 0.222\text{cm}$ ;  $Z = -3,059$ ;  $sig = 0,002$ ;  $ES = 0,9$ ). Nas demais variáveis, não foram observadas diferenças significantes. No entanto é importante considerar que as oscilações do membro direito [D] obtiveram quedas em todos os valores de amplitude com o uso da palmilha proprioceptiva [X], embora, apenas lateralmente conseguiu redução significativa.

**Tabela 12:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais no Apoio do Calcânhar

Período do Passo: Apoio do Calcânhar (Fase Inicial do passo em Apoio Duplo) - DOMÍNIO ESPACIAL											
Amplitude (cm)	Palmilha	Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
		[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)
		M (DP)	M (DP)				M (DP)	M (DP)			
ML	Máximo	0,366 ( $\pm 0,669$ )	0,400 ( $\pm 0,504$ )	11	t -0,187	0,86 (0,1)	0,54 ( $\pm 0,129$ )	0,466 ( $\pm 0,001$ )	-	Z -2,366	0,02 (0,7)
	Média	0,160 ( $\pm 0,583$ )	0,273 ( $\pm 0,349$ )	11	t -0,661	0,52 (0,2)	0,483 ( $\pm 0,583$ )	0,385 ( $\pm 0,351$ )	11	t -0,713	0,49 (0,2)
	RMS	0,366 ( $\pm 0,536$ )	0,307 ( $\pm 0,379$ )	11	t 0,444	0,67 (0,1)	0,590 ( $\pm 0,580$ )	0,420 ( $\pm 0,375$ )	11	t 1,245	0,24 (0,4)
AP	Máximo	0,961 ( $\pm 1,085$ )	0,109 ( $\pm 1,015$ )	11	t -0,311	0,76 (0,1)	1,093 ( $\pm 0,511$ )	0,896 ( $\pm 0,551$ )	11	t 0,961	0,36 (0,4)
	Média	0,550 ( $\pm 0,678$ )	0,685 ( $\pm 0,735$ )	11	t -0,509	0,62 (0,2)	0,469 ( $\pm 0,460$ )	0,455 ( $\pm 0,303$ )	11	t 0,090	0,93 (0)
	RMS	0,620 ( $\pm 0,736$ )	0,756 ( $\pm 0,805$ )	11	t -0,470	0,65 (0,2)	0,716 ( $\pm 0,216$ )	0,531 ( $\pm 0,338$ )	11	t 1,382	0,19 (0,7)

**Tabela 13:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaciais no Suporte de Apoio Simples

Período do Passo: Suporte do Apoio Simples - DOMÍNIO ESPACIAL											
Amplitude (cm)	Palmilha	Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
		[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (ES)
		M (DP)	M (DP)				M (DP)	M (DP)			
ML	Máximo	0,603 ( $\pm 0,694$ )	0,672 ( $\pm 7,50$ )	11	t: -0,757	0,47 (0,1)	0,268 ( $\pm 0,294$ )	0,109 ( $\pm 0,222$ )	-	Z -3,059	0,002 (0,9)
	Média	0,75 ( $\pm 0,613$ )	0,199 ( $\pm 0,632$ )	11	t: -1,116	0,29 (0,2)	-0,479 ( $\pm 0,637$ )	-0,615 ( $\pm 0,503$ )	11	t: 1,096	0,3 (0,2)
	RMS	0,666 ( $\pm 0,309$ )	0,658 ( $\pm 0,354$ )	11	t: 0,149	0,88 (0)	0,829 ( $\pm 0,548$ )	0,803 ( $\pm 0,472$ )	11	t: 0,340	0,74 (0,1)
AP	Máximo	27,86 ( $\pm 5,78$ )	29,33 ( $\pm 4,33$ )	11	t: -1,020	0,33 (0,3)	22,70 ( $\pm 4,97$ )	20,01 ( $\pm 7,69$ )	11	t: 0,864	0,41 (0,4)
	Média	16,87 ( $\pm 4,18$ )	18,35 ( $\pm 3,11$ )	11	t: -1,639	0,13 (0,4)	13,23 ( $\pm 5,34$ )	11,48 ( $\pm 5,00$ )	11	t: 0,787	0,45 (0,3)
	RMS	19,01 ( $\pm 4,17$ )	20,44 ( $\pm 3,26$ )	11	t: -1,455	0,17 (0,4)	15,46 ( $\pm 4,11$ )	13,12 ( $\pm 5,29$ )	11	t: 1,071	0,31 (0,5)

Nas variáveis temporais, foi observada redução significativa em função do uso da palmilha [X] no membro [D] no Tempo 2º Pico ([S]  $0,75 \pm 0,11s$ ; [X]  $0,63 \pm 0,19s$ ;  $t = 2,996$ ;  $p = 0,01$ ;  $ES = 0,8$ ); (Tabela 14). Isso significa que houve a trajetória AP percorrida pelo CoP até o momento do 2º Pico de Força foi realizada em menor tempo. Assim, houve aumento da velocidade do passo do membro [D].

As características temporais da marcha são importantes indicadores de estabilidade do indivíduo ao locomover-se. Em geral, aumento nos parâmetros de velocidade da marcha é diretamente proporcional a melhoras dos padrões de estabilidade para realização de tal tarefa. (BUNTERNGCHIT *et al.*, 2000; CHAM; REDFERN, 2001; MARIGOLD, D S; PATLA, 2002; MARIGOLD, D. S.; PATLA, 2002; REDFERN; DIPASQUALE, 2002; REDFERN *et al.*, 2201; SWENSEN *et al.*, 1992). No entanto, é importante considerar que os parâmetros temporais mais robustos para determinar ganhos de estabilidade numa tarefa motora como a marcha são oriundos de avaliações cinemáticas por cinemetria, técnica de avaliação que não foi utilizada no presente estudo.

Além disso, é relevante considerar que as alterações de velocidade no passo foram identificadas apenas no membro [D] (i.e. dominante para chute), induzindo necessária cautela ao acusar ganhos de estabilidade na marcha promovidos pela palmilha [X] de forma generalizada.

Nas variáveis espaço-temporais do passo (em sua totalidade), houve apenas uma diferença significativa no membro [E]: (i) Velocidade Média do CoP ML ([S]  $-19.69 \pm 9.0cm/s$ ; [X]  $-24.15 \pm 13.50cm/s$ ;  $Z = -3,059$ ;  $sig = 0,002$ ;  $ES = 0,9$ ). Nas demais comparações não foram encontradas diferenças significativas (Tabela 16).

**Tabela 14:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis temporais do passo da marcha

		Passo: DOMÍNIO TEMPORAL									
		Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
Tempo (s)	Palmilha	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (E S)	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (E S)
		M (DP)	M (DP)				M (DP)	M (DP)			
	1º Pico	0,22 (±0,24)	0,20 (±0,19)	11	t: 0,311	0,76 (0,1)	0,33 (±0,18)	0,25 (±0,18)	11	t: 1,414	0,19 (0,4)
	2º Pico	0,68 (±0,11)	0,70 (±0,09)	11	t: -0,671	0,52 (0,2)	0,75 (±0,11)	0,63 (±0,19)	11	t: 2,996	0,01 (0,8)
	Suporte do Apoio Simples	0,46 (±0,16)	0,50 (±0,13)	11	t: 0,848	0,41 (0,3)	0,42 (±0,12)	0,38 (±0,10)	11	t: -0,848	0,41 (0,4)

Na análise dos parâmetros de velocidade do CoP, foi constatado aumento relevante da velocidade média AP no membro [E], enquanto no membro [D] estas evoluções nos parâmetros de velocidade foram menos expressivas. Indicando possíveis benefícios à estabilidade da locomoção dos participantes do estudo (BUNTERNGCHIT *et al.*, 2000; CHAM; REDFERN, 2001; MARIGOLD, D S; PATLA, 2002; MARIGOLD, D. S.; PATLA, 2002; REDFERN; DIPASQUALE, 2002; REDFERN *et al.*, 2201; SWENSEN *et al.*, 1992), embora com influência significativa restrita a apenas o membro [E] (i.e dominante para suporte do corpo).

Estes resultados corroboram com os resultados dos parâmetros temporais. Assim, a associação destes dois resultados indica de forma mais robusta que os efeitos da palmilha [X] promovem estímulo somatossensorial suficiente para provocar alterações de comportamento do CoP durante a locomoção em parâmetros distintos de velocidade e de membros. Sugerindo que a palmilha proprioceptiva [X] pode contribuir com o equilíbrio dos participantes durante a locomoção.

Nas variáveis cinéticas, somando o Apoio do Calcânhar e o Suporte de Apoio Simples, foi verificada diferenças significativas no membro [E] em Velocidade Média de Variação da FRS ([S]  $1.60 \pm 0.34$  PC/s; [X]  $1.72 \pm 0.69$  PC/s;  $Z = -3.059$ ;  $p = 0.002$ ;  $ES = 0.9$ ). Nas demais variáveis não foram observadas diferenças significantes (Tabela 15).

**Tabela 15:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis espaço-temporais do passo da marcha

		Período do Passo: Apoio do Calcânhar e Suporte do Apoio Simples - DOMÍNIO ESPAÇO-TEMPORAL										
		Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]					
		Palmilha		df	teste	p - Sig (ES)			df	teste	p - Sig (ES)	
		[S]	[X]				[S]	[X]				
		M (DP)	M (DP)			M (DP)	M (DP)			M (DP)	M (DP)	
Velocidade (cm/s)	ML	Máximo	36,38 (±31,29)	38,42 (±37,71)	11	t: -0,377 (0,1)	0,71 (0,1)	44,48 (±52,28)	28,67 (±21,44)	11	t: 1,179 (0,4)	0,26 (0,4)
		Média	27,54 (±18,33)	23,29 (±8,23)	11	t: -0,723 (0,3)	0,49 (0,3)	53,62 (±34,91)	57,58 (±27,47)	11	t: 0,577 (0,1)	0,58 (0,1)
		RMS	3,04 (±17,19)	5,50 (±16,25)	11	t: -0,705 (0,1)	0,5 (0,1)	7,54 (±16,98)	14,37 (±15,32)	11	t: 1,650 (0,4)	0,13 (0,4)
	AP	Máximo	119,48 (±36,99)	138,83 (±34,42)	11	t: -1,683 (0,5)	0,12 (0,5)	88,96 (±40,51)	79,71 (±44,76)	11	t: 0,466 (0,2)	0,65 (0,2)
		Média	19,69 (±9,00)	24,15 (±13,50)	-	<b>Z -3,059</b> (0,9)	<b>0,002</b> (0,9)	24,37 (±17,75)	21,58 (±8,78)	11	t: -0,439 (0,2)	0,67 (0,2)
		RMS	45,46 (±12,11)	51,16 (±19,57)	11	t: -0,909 (0,4)	0,38 (0,4)	33,81 (±9,10)	37,38 (±19,54)	11	t: -0,577 (0,2)	0,58 (0,2)
Aceleração (cm/s <sup>2</sup> )	ML	Máximo	538,07 (±334,46)	452,91 (±225,45)	11	t: 0,767 (0,3)	0,46 (0,3)	956,51 (±677,25)	988,06 (±634,26)	11	t: -0,230 (0,1)	0,82 (0,1)
		Média	-669,55 (±548,26)	-721,98 (±506,73)	11	t: 0,805 (0,1)	0,44 (0,1)	-732,59 (±630,04)	-499,44 (±233,59)	11	t: -1,282 (0,5)	0,23 (0,5)
		RMS	-39,03 (±120,12)	-63,66 (±89,54)	11	t: 0,678 (0,2)	0,51 (0,2)	77,79 (±104,97)	123,88 (±104,10)	11	t: -1,516 (0,4)	0,16 (0,4)
	AP	Máximo	893,37 (±364,68)	1.041,91 (±547,14)	11	t: -1,007 (0,3)	0,34 (0,3)	801,32 (±647,48)	533,92 (±265,08)	11	t: 1,293 (0,6)	0,22 (0,6)
		Média	-2.355,96 (±683,37)	-2.345,44 (±592,29)	11	t: -0,081 (0,9)	0,94 (0,9)	-2.070,74 (±681,57)	-2.018,14 (±458,32)	11	t: -0,248 (0,1)	0,81 (0,1)
		RMS	-264,68 (±182,38)	-322,80 (±264,03)	11	t: 0,643 (0,3)	0,53 (0,3)	-160,13 (±104,18)	-230,72 (±308,94)	11	t: 0,748 (0,3)	0,47 (0,3)

Por outro lado, o uso da palmilha promoveu condições do membro [E] aumentar a velocidade de variação da FRS. Em nossa perspectiva, aumentos de velocidade linear do CoP são dependentes de alteração no comportamento da FRS. Consideramos que a adoção de maiores velocidades do CoP na direção AP sejam acompanhadas de empregos de FRS mais repentinas. Isso implica em alterações mais dramáticas da variação da FRS. Dessa maneira, a maior variação de FRS durante a realização da marcha seria indicativo de ganho de controle e estabilidade da locomoção a ponto de executá-la mais rapidamente (cf. Lei de Fitts; SCHMIDT; WRISBERG, 2004). Como isso é uma especulação, é necessário que outros estudos investiguem esta possibilidade, portanto, nos limitamos a considerar que este resultado não indica benefícios ou prejuízos ao equilíbrio durante a locomoção.

O estímulo de mecanorreceptores da sola dos pés é importante para a estabilidade da marcha (JENKINS *et al.*, 2009; NURSE; NIGG, 2001; NURSE *et al.*, 2005; PERRY *et al.*, 2000, 2008), possivelmente por ser uma região exclusiva quanto ao seu contato com o solo durante a realização da tarefa motora (EILS *et al.*, 2004). Abundância de informações procedentes destes mecanorreceptores facilita o controle postural dinâmico (PERRY, MCILROY & MAKI, 2000).

**Tabela 16:** Efeito da Palmilha [X] sobre variáveis cinéticas do Passo da marcha

Período do Passo: Apoio do Calcânhar e Suporte do Apoio Simples - DOMÍNIO CINÉTICO											
	Palmilha	Membro Esquerdo [E]					Membro Direito [D]				
		[S]	[X]	df	teste	p - Sig (E S)	[S]	[X]	df	teste	p - Sig (E S)
		M (DP)	M (DP)				M (DP)	M (DP)			
Área da Curva FRS (PC)		25,37 (±3,52)	23,78 (±6,80)	11	t: 0,859	0,41 (0,3)	27,13 (±4,50)	25,16 (±6,23)	11	t: 1,412	0,19 (0,4)
Velocidade de Variação FRS (0g/s)	Máximo	6,50 (±1,10)	6,67 (±0,99)	11	t: -0,715	0,49 (0,2)	6,48 (±1,22)	6,31 (±1,14)	11	t: 0,535	0,6 (0,1)
	Mínimo	-1,46 (±0,31)	-1,58 (±0,72)	11	t: 0,637	0,54 (0,2)	-1,99 (±1,50)	-1,88 (±0,72)	11	t: -0,254	0,8 (0,1)
	Médio	1,60 (±0,34)	1,72 (±0,69)	11	Z: -3,059	<b>0,002</b> (0,9)	1,36 (±0,27)	1,57 (±0,41)	-	t: -1,555	0,15 (0,6)
Aceleração da Variação de FRS (0g/s <sup>2</sup> )	Máximo	45,31 (±19,16)	49,39 (±28,07)	11	t: -0,548	0,59 (0,2)	42,51 (±18,53)	40,92 (±18,17)	11	t: 0,277	0,79 (0,1)
	Mínimo	-86,96 (±14,64)	-86,02 (±14,72)	11	t: -0,246	0,81 (0,1)	-93,63 (±23,31)	-92,50 (±19,49)	11	t: -0,267	0,79 (0,1)
	Médio	-13,50 (±6,74)	-14,40 (±9,37)	11	t: 0,274	0,79 (0,1)	-12,51 (±3,77)	-15,04 (±8,95)	11	t: 0,976	0,35 (0,4)

No presente estudo, adultos saudáveis apresentaram aumento de velocidade do passo com o uso das palmilhas proprioceptivas [X], em ambos os membros. No entanto, os parâmetros

investigados na avaliação cinética da marcha destes indivíduos não são suficientemente coesos para determinar categoricamente os benefícios destas palmilhas ao equilíbrio da locomoção.

Estes resultados são contraditórios aos resultados encontrados por (i) Nurse e colaboradores (2005), que desenvolveu uma palmilha capaz de estimular a sensibilidade das solas dos pés devido a textura da superfície da palmilha ser áspera; (ii) e Jenkins e colaboradores (2009) que desenvolveu uma palmilha com elevações que contornam sua borda lateral externa e posterior, formando uma barricada para os pés. As palmilhas de Nurse e colaboradores (2005) apresentaram contribuições muito robustas, com alterações significativas em parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos. Contudo, ambos os estudos avaliaram os efeitos imediatos de suas palmilhas, e sugeriram que fossem realizados investigações sobre os efeitos do uso prolongado destas palmilhas.

Por outro lado, os resultados do presente estudo corroboram com os encontrados por Silva (2012), que comparou a palmilha desenvolvida por Hamanaka (2008) e por Jenkins e colaboradores (2009). De acordo com a autora, ambas as palmilhas promoveram resultados positivos no equilíbrio dinâmico no público idoso acometidos com Parkinson. Os idosos saudáveis apresentaram melhoras no equilíbrio dinâmico apenas quando fizeram uso contínuo das palmilhas por uma semana. Enquanto, nos adultos saudáveis efeitos imediato e contínuo do uso da palmilha não promoveram diferenças na locomoção. Com isso, interpretou-se que a palmilha não é suficiente para promover melhoras no equilíbrio dinâmico de adultos saudáveis, independentemente do tempo de uso.

Contudo, embora o aumento de informações proprioceptivas, estimuladas pelo uso da palmilha [X], esteja aquém do necessário para promover benefícios evidentes no equilíbrio da caminhada de adultos saudáveis; consideramos que os resultados são deste estudo são promissores, relevando que a metodologia utilizada no estudo não é a mais sensível para detectar alterações de estabilidade na locomoção. Portanto, sugerimos que novas investigações sejam realizadas aplicando avaliações cinéticas conjugadas a avaliações cinemáticas da marcha autocontrolada de adultos saudáveis para verificar aprofundadamente os efeitos da palmilha [X] no equilíbrio dinâmico.



## **9. DISCUSSÃO GERAL**

### **9.1. EQUILÍBRIO E COMPLEXIDADE DA TAREFA**

O equilíbrio de um corpo e, conseqüentemente, a estabilidade corporal são vinculados a três variáveis: (i) Base de Apoio (BA); (ii) Centro de Massa (CM); e (iii) Centro de Gravidade (CG) ou resultante das Forças e Torques Internos e Externos aplicados sobre o CM. Pautado nisso, é possível alterar a estabilidade corporal pela manipulação destas variáveis, promovendo maior ou menor instabilidade ao corpo em função do aumento do índice de complexidade da tarefa (ENOKA, 2000; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

#### **9.1.1. Equilíbrio Estático Unipodal**

No controle postural unipodal, existe a manipulação evidente de uma dessas variáveis: BA. Nesta postura, a BA é drasticamente reduzida em comparação à postura ortostática bipodal. Considerando o CoP do indivíduo como a projeção da Força Resultante aplicado sobre o CM (ENOKA, 2000; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000), a redução de área de BS implica em menos espaço disponível para as excursões realizadas pelo CoP durante o equilíbrio corporal, conseqüentemente, o CoP tem mais riscos de extravasar os limites da BA, culminando com o desequilíbrio do indivíduo e a necessidade de recuperá-lo (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002; GOBBI; VILLAR; ZAGO, 2005).

Além disso, ao observarmos as exigências motoras das atividades da vida diária (AVD) e excluindo eventos atípicos, a adoção de postura unipodal é substancialmente menor comparado à adoção da postura bipodal ao longo do dia. O volume de prática da habilidade motora é diretamente proporcional ao nível de sua automatização (i.e. Estágio Automático de Desempenho Habilidade). A automatização da habilidade motora reduz o envolvimento da atenção para realização das tarefas. Em função disso, tarefas motoras mais automatizadas requisitam menor processamento cognitivo para sua realização (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004). Habilidades motoras automatizadas são memorizadas no Cerebelo, garantindo alívio expressivo de recursos cognitivos durante sua execução. Desta forma, perturbações inesperadas sobre ações motoras automatizadas são eficientemente controladas devido a maior capacidade de processamento cognitivo que o indivíduo possui (MCARDLE; KATCH; KATCH, 2010; SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

Por isso, consideramos que o nível de automatização motora é maior na postura ortostática bipodal do que na unipodal, conseqüentemente, os indivíduos detêm maior habilidade e domínio motor para estabilizarem-se na postura bipodal. Adicionalmente, o controle postural bipodal encontra-se próximo do desempenho máximo dos indivíduos. Com isso, os estímulos aferentes provocados pela palmilha [X] na postura ortostática bipodal promovem benefícios insuficientes para provocar melhoras relevantes no equilíbrio de adultos e idosos saudáveis (HAMANAKA, 2008). Por outro lado, o desempenho motor menos automatizado da postura ortostática unipodal, comparado ao desempenho bipodal apresentados pelos adultos saudáveis, possibilita margens para que os estímulos promovidos pela palmilha [X] aos mecanorreceptores da sola dos pés forneçam benefícios à estabilidade corporal unipodal desses indivíduos.

### **9.1.2. Equilíbrio Dinâmico**

O controle postural é responsável pela manutenção do equilíbrio estático e dinâmico. É uma habilidade motora indispensável para a realização de ações motoras presentes nas Atividades da Vida Diária (AVD) (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). As ações de sentar-se, levantar-se e caminhar estão incessantemente presentes nas AVD e a capacidade de realizá-las de forma independente é um dos aspectos fundamentais associados a uma boa qualidade de vida (ANDREOTTI; OKUMA, 1999; DUBOST *et al.*, 2005; HUGHES *et al.*, 1995; ROY *et al.*, 2007; SCHENKMAN; RILEY; PIEPER, 1996; WILLIAMSON; FRIED, 1996).

Nas tarefas motoras evidentemente dinâmicas, o controle postural dinâmico é pautado na antecipação da trajetória realizada pelo CM, precedendo a perturbação (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997; HORAK, 2006; MARIGOLD, D S; PATLA, 2002; PAI *et al.*, 2003; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

O indivíduo realiza ajustes posturais, incluindo ou não movimentos corporais, com o objetivo de garantir que seu CG permaneça ou projete-se controladamente sobre a BS ou para a futura posição da BS (ACKLAND; ELLIOT; BLOOMFIELD, 2008; ENOKA, 2000). Esses ajustes são efetivados por atividades musculares sinérgicas, passivas e ativas (DUARTE; FREITAS, 2010; JANUÁRIO; AMARAL, 2010; LORAM; LAKIE, 2002a, b; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2005; MAURER; PETERKA, 2005; PETERKA, 2002, 2003; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000) e são dependentemente reguladas pelas

características do deslocamento postural externo e do repertório motor do indivíduo que a realiza (HORAK, 2006).

O gesto motor envolvido nas tarefas de sentar e levantar são similares, e dois fatores são preponderantes em suas diferenciações: a coordenação motora e o objetivo da tarefa motora. Essa diferenciação é refletida às ações subjacentes do movimento, primeiramente nas ações musculares.

Na tarefa de sentar-se, o objetivo é atingir um alvo de forma segura e confortável, assim o movimento requer controle preciso de ativação muscular excêntrica para modular a descendência corporal até o assento (ROY *et al.*, 2006). Na tarefa de levantar-se, o objetivo é apenas alterar a postura, considerando seu maior momento de instabilidade o descolamento com o assento. Para minimizar o tempo no intervalo de movimento mais arriscado, o movimento de levantar-se converge ao balístico, com contrações musculares prioritariamente concêntricas (LEE; GRANATA; MADIGAN, 2008; ROY *et al.*, 2006). Em função destas diferenças, o movimento de levantar-se é realizado mais rapidamente do que o sentar-se.

Além disso, a tarefa de sentar-se inclui restrição visual de seu alvo, visto que o indivíduo irá identificá-lo apenas a partir do momento que houver contato entre eles. Isso contribui para que a tarefa de sentar-se exija mais precisão para ser realizada de maneira segura comparada à tarefa de levantar-se. Comparando as duas tarefas, tais características contribuem para que o sentar seja uma tarefa realizada com maior tempo e com mais excursões do CoP comparado ao levantar-se (ROY *et al.*, 2006).

O andar é uma habilidade que está majoritariamente sob complexa influência das forças internas e externas ao indivíduo sob seu CM comparado às forças que regem a postura estacionária em virtude da base de suporte (BS) manter-se em constante movimento (WINTER, 1995). Durante 80% do ciclo da caminhada, o indivíduo encontra-se na maior instabilidade da habilidade. Neste período, (i) o indivíduo está apoiado em apenas um dos membros, e (ii) seu CM se desloca para fora de sua base. (HUXHAM; GOLDIE; PATLA, 2001; MORRIS *et al.*, 2001; PRINCE *et al.*, 1997; REDFERN; DIPASQUALE, 2002; WINTER, 1991).

Pautado nestas características, consideramos que entre as tarefas dinâmicas realizadas nos experimentos deste estudo, o levantar-se se apresenta com o menor grau de dificuldade, seguido do sentar-se; e a locomoção apresenta o perfil mais complexo.

Como no equilíbrio estático, o equilíbrio dinâmico é dependente da BA; CM; e CG ou Forças e Torques internos e externos sobre o CG; e manipulá-los contribui com aumento ou

redução da estabilidade corporal (ENOKA, 2000; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). As três tarefas motoras dinâmicas mencionadas neste trabalho promovem interferências relevantes à estabilidade corporal do indivíduo comparada às tarefas estáticas, em função dos grandes deslocamentos no CM provocados pela própria ação motora. Nas tarefas de sentar e levantar, os deslocamentos são significativos no sentido supero-inferiores, enquanto na tarefa de caminhar, os deslocamentos são severos na direção anterior (REDFERN; DIPASQUALE, 2002; WINTER, 1991).

Isso indica que as alterações dramáticas das variáveis relacionadas ao equilíbrio aumentam a complexidade do controle postural envolvido na ação. Tais alterações exacerbadas em variáveis e parâmetros entre indivíduo e ambiente envolvidos na ação motora geram mais custos cognitivos ao SNC para a elaboração do plano motor (JEKA; OIE; KIEMEL, 2000; MAGILL, 2000; OIE; KIEMEL; JEKA, 2002; SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

## 9.2. EQUILÍBRIOS E ASSIMETRIA LATERAL

O membro não dominante para suporte do corpo (i.e. membro [D]) foi mais perturbado do que o membro dominante (i.e. membro [E]). Membros homólogos tendem a apresentar estruturas morfológicas, preferência para realização de tarefas motoras e/ou desempenhos motores diferentes entre si. Esta diferença de controle motor entre os membros é denominada Assimetria Lateral (AL) (HAYWOOD; GETCHELL, 2004; TEIXEIRA, L. A., 2006). AL de desempenho motor está intimamente relacionada ao volume de prática de cada membro na referida tarefa, promovendo a seleção do membro preferido (GOBBI; SECCO; MARINS, 2001; TEIXEIRA; SILVA; CARVALHO, 2003). No caso de tarefas motoras que exigem a atuação de ambos os membros para sua execução, o membro preferido pode ser definido conforme sua função. Por exemplo, na tarefa de chutar, o indivíduo que apresenta preferência pedal destra para chute, conseqüentemente, apresentará preferência pedal canhota para suporte do corpo, e vice-versa (BARBIERI; LIMA JUNIOR; GOBBI, 2006; BARBIERI *et al.*, 2008).

Os participantes do presente estudo apresentam preferência pedal esquerda para suporte do corpo; em detrimento da AL, há diferença entre desempenho dos membros na realização do equilíbrio estático unipodal. Portanto, no presente estudo, o desempenho do membro [E] (i.e. dominante para suporte do corpo) foi superior ao membro [D] (i.e. não dominante para

suporte do corpo). Em função disso, o controle postural unipodal realizado pelo membro não dominante apresentou maiores influências da abundância de informações aferentes oriundas de estímulos dos mecanorreceptores da sola dos pés provocados pelo uso da palmilha [X].

Considerando a propensão ao desequilíbrio postural dependente da redução da BS e das Forças e Torques envolvidos nos movimentos dinâmicos (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002); tarefas dinâmicas e/ou unipodais podem elevar o índice de dificuldade da tarefa de controle postural em função da elevação dos níveis de torque da ação (MCGINNIS, 2002). Adicionalmente, essa dificuldade pode aumentar em virtude do membro escolhido para suporte do equilíbrio: (i) membro dominante para suporte, ou (ii) membro não dominante para suporte (LIN *et al.*, 2013, 2014).

No presente estudo, no equilíbrio unipodal, a palmilha proprioceptiva [X] foi mais efetiva no equilíbrio unipodal sobre o membro direito [D], que é o membro não dominante para suporte do corpo. Enquanto, na tarefa de marcha, as alterações foram verificadas em ambos os membros, mas em parâmetros diferentes. Isso sugere que, em tarefas estáticas, o membro preferido para suporte do corpo possui maior competência para mantê-lo estabilizado e por isso os efeitos da Palmilha Proprioceptiva [X] são menos efetivos.

A AL também provoca desempenhos assimétricos em tarefas dinâmicas como sentar, levantar e caminhar (ROY *et al.*, 2006, 2007; TALIS *et al.*, 2008). Contrariamente, no presente estudo, AL é aparentemente minimizada no desempenho de atividades que envolvam equilíbrio dinâmico como a marcha. Adicionalmente, não foram adotados métodos de avaliação que possibilitasse investigar os efeitos da AL dos membros na estabilidade corporal dinâmica nas tarefas de sentar e levantar do presente estudo. Assim, sugerimos que investigações sobre AL nas tarefas de sentar, levantar e caminhar sejam intensificadas para verificar o índice de interferência da assimetria sobre o desempenho do equilíbrio dinâmico.

Contudo, muitas ações motoras das AVD envolvem (i) o equilíbrio unipodal estático ou (ii) grande distribuição do peso sobre apenas um membro de apoio enquanto se realiza tarefas motoras duplas. Por isso, é relevante compreender que o membro não dominante para suporte do corpo apresenta déficit no equilíbrio estático em comparação ao membro dominante. Assim, o uso do membro não dominante pode gerar maiores instabilidades e inseguranças ao organismo em seu cotidiano.

Pautado nesta discussão, ponderamos a necessidade de investigações e desenvolvimentos tecnológicos para prevenir inconvenientes e acidentes provocados por desequilíbrios e, conseqüentemente quedas, não apenas a públicos mais vulneráveis e frágeis.

Desta forma, o interesse sobre o equilíbrio de públicos adultos e sadios é plausível, tendo em vista (i) as desestabilizações que eles são expostos cotidianamente e (ii) a identificação de AL no entre seus membros inferiores e, conseqüentemente, no equilíbrio.

### 9.3. EQUILÍBRIO E PROCESSAMENTO COGNITIVO

O controle postural é responsável pela manutenção do equilíbrio, uma habilidade motora indispensável para a realização de ações motoras presentes nas Atividades da Vida Diária (AVD) (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). É resultado da equalização das informações aferentes para produzir um planejamento motor, mediado pelo SNC (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2006; HORAK, 2006; ROMERO; STELMACH, 2003).

Este processo de controle postural ocorre automaticamente e envolve três sistemas sensoriais: (i) visual (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; BARELA *et al.*, 2003; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; PEREIRA *et al.*, 2014); (ii) vestibular (HORAK; NASHNER, 1986; HORAK, 1987); e somatossensorial (BLACKBURN *et al.*, 2003; RIEMANN; LEPHART, 2002; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Conseqüentemente, o controle postural tem condições de pautar-se nas informações aferentes e governar constantemente as atividades musculares envolvidas na estabilização postural (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; HORAK, 2006).

O mecanismo de controle corporal dinâmico é idêntico ao estático, desta forma, o SNC gerencia o equilíbrio corporal dinâmico por meio das informações oriundas dos sistemas sensoriais (HORAK, 2006). Tarefas dinâmicas evidenciam a superação do SNC no uso das informações aferentes com o intuito de regular eficientemente o equilíbrio do indivíduo, perturbado constantemente durante a ação dinâmica. Principalmente na caminhada em detrimento (i) da BA reduzida utilizada na tarefa (OUCHI, 1999; PRINCE *et al.*, 1997; SAITOU *et al.*, 1996; SLOBOUNOV *et al.*, 2005; WINTER, 1990, 1995), e (ii) do aumento do processamento cognitivo necessário para controlar a ação mais complexa (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

Assim, problemas ou dificuldades de interpretação de informações sensoriais pelo SNC podem comprometer o controle postural do indivíduo, principalmente em ações dinâmicas; visto que a inabilidade de usar as informações aferentes, constantemente alteradas pela relação entre ambiente, indivíduo e tarefa dinâmica, prejudicam a elaboração do planejamento motor culminando em uma execução motora empobrecida (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

Em contrapartida, disponibilização abundante dessas informações sensoriais contribui positivamente com o controle postural, estático e dinâmico, em diversas faixas etárias (BARELA; JEKA; CLARK, 2003; BARELA *et al.*, 2003; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; BONFIM *et al.*, 2009; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; HAMANAKA, 2008; JEKA; LACKNER, 1994, 1995; JENKINS *et al.*, 2009; MORAES; MAUERBERG-DE CASTRO, 2010; NURSE; NIGG, 2001; NURSE *et al.*, 2005; PERRY *et al.*, 2000, 2008; PINHEIRO; MENUCHI; GOBBI, 2012; SILVA, 2012).

No entanto, há indícios que os benefícios promovidos ao controle postural pela abundância de informações aferentes fornecidas ao SNC comprometem o processamento cognitivo do indivíduo por sobrecarregá-lo em função do aumento do volume de informação a ser codificada, decodificada, interpretada e selecionada para o controle postural (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; BONFIM, 2007; BONFIM *et al.*, 2009).

Adicionalmente, o processamento cognitivo sofre influências conforme a complexidade da, alterando o custo cognitivo do planejamento motor ao SNC (JEKA; OIE; KIEMEL, 2000; MAGILL, 2000; OIE; KIEMEL; JEKA, 2002; SCHMIDT; WRISBERG, 2004), e isso pode ser agravado em função da AL apresentada pelo indivíduo (LIN *et al.*, 2013, 2014). Portanto, especificamente no contexto discutido neste estudo, conclui-se que o controle postural é dependente dos seguintes fatores: (i) complexidade da tarefa; (ii) volume de informações sensoriais disponíveis; e (iii) capacidade de processamento cognitivo do SNC do indivíduo (ACKLAND; ELLIOT; BLOOMFIELD, 2008; ENOKA, 2000; HORAK, 2006; MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000).

De acordo com os experimentos do presente estudo, o uso da palmilha [X] por adultos saudáveis promoveu benefícios imediatos e evidentes no equilíbrio estático unipodal. Na tarefa de levantar-se da cadeira, os benefícios promovidos pela palmilha [X] foram menos evidentes, e ainda menos expressivos na tarefa de sentar-se. Por fim, a palmilha [X] apresentou os efeitos inexpressivos ao equilíbrio dinâmico durante a tarefa de locomoção. Associando tais resultados, identificamos um ordenamento inversamente proporcional entre (i) a efetividade da palmilha [X] e (ii) o índice de dificuldade da tarefa motora. Portanto, conforme o controle postural torna-se mais difícil, a palmilha [X] promove menos efeitos positivos ao equilíbrio dinâmico.

O processamento cognitivo de habilidades motoras envolve a contínua (i) codificação, (ii) decodificação, (iii) seleção de informações, (iv) seleção de respostas motoras novas e/ou do repertório motor armazenado na memória, (v) programação e planejamento motor, (vi)

execução motora; e (vii) retroalimentação de informações (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004). Esse processo é extremamente necessário para o desempenho de qualquer habilidade motora e é dependente de sistemas de memória e de atenção. Realizando um recorte nas teorias de atenção aplicadas à motricidade humana, são destacadas duas funções da atenção: (i) identificação do estímulo; e (ii) capacidade de processar informações (SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

A identificação do estímulo refere-se à captação de informações sensoriais disponíveis no organismo (proprioceptivo) e no ambiente (exteroceptivo). A atenção tem a responsabilidade de manipular informações sensoriais identificadas com as informações do repertório motor oriundas da memória para elaboração do planejamento motor. A capacidade de processamento dessas informações simultaneamente é limitada, e individualizada ao sujeito (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

Pautado nisso, a habilidade motora requisita uma fração da capacidade de processamento de informação da atenção. A demanda da capacidade de processamento de informação da atenção é dependente, principalmente, do: (i) índice de aprendizagem e automaticidade da tarefa, (ii) índice de dificuldade da tarefa, e (iii) quantidade de tarefas motoras realizadas simultaneamente (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004).

De acordo com esta compreensão, o indivíduo é capaz apresentar desempenho apropriado em suas tarefas quando o volume de informações para processamento cognitivo for suportável para a sua capacidade máxima de processamento de informação. Nos casos em que o volume de informações ultrapassarem esta capacidade do indivíduo, as tarefas motoras perdem qualidade. Uma estratégia para contornar esta ocorrência para tentar manter a qualidade da tarefa motora é desprezar algumas informações sensoriais (i.e. estímulos) redundantes que excedem a capacidade cognitiva do indivíduo (MAGILL, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2004). Assim, interpretamos que a estratégia de desprezar informações devido à limitada capacidade de processamento cognitivo de informações pode ter sido empregada pelos participantes dos experimentos deste estudo. Ou seja, a disponibilização de informações sensoriais abundantes foi indiferente para estes participantes, principalmente nas tarefas com maior complexidade.

Silva (2012) verificou que as palmilhas foram efetivas para os idosos com Doença de Parkinson; menos efetivas para os idosos sadios; e sem efetividade para os adultos sadios em suas respectivas locomoções. Este estudo concluiu que a efetividade da palmilha é inversamente proporcional ao desempenho habilidoso do indivíduo e os estímulos adicionais



fornecidos pelas palmilhas foram insuficientes para promover melhoras no equilíbrio dinâmico.

Entretanto, os resultados dos experimentos do presente estudo contradizem tal especulação, visto que a tarefa menos complexa (i.e. equilíbrio estático) foi a que apresentou maior influência da palmilha [X]. Assim, acreditamos que a palmilha [X] fornece estímulo suficiente para melhorar o equilíbrio dinâmico, no entanto, estes estímulos foram desprezados em detrimento da incapacidade do SNC desses participantes em processar tais informações adicionais, provavelmente, porque o SNC decidiu que tais informações não seriam suficientes para promover melhoras no rendimento da estabilidade do indivíduo.

Contudo, acreditamos que a disponibilização abundante de informações sensoriais é favorável ao controle postural. No entanto, não existe uma relação diretamente proporcional entre eles. Isto significa que o desempenho satisfatório apresentado pelo indivíduo não é único fator para desprezar informações sensoriais adicionais, indicando que é necessário considerar a possibilidade de (in)capacidade para processamento cognitivo. Portanto, sugerimos que investigações com o intuito de compreender a capacidade do SNC em ponderar a integração entre sistemas sensoriais e motores sejam realizadas mais profundamente.

## 10. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo são promissores, pois sinalizam que a palmilha proprioceptiva [X] é um dispositivo viável para uso público. É um dispositivo com baixo custo de produção, altamente adaptável ao grande público (desenvolvida para uso irrestrito, independentemente de desvios posturais e formato dos pés), e que contribui com a redução de instabilidade corporal em adultos jovens saudáveis em atividades estáticas e dinâmicas.

Secundariamente, foi considerado que a disponibilização de informações sensoriais adicionais ao SNC apenas garantem sua disponibilização ao SNC. O volume dessas informações, que o SNC processará para elaborar o plano motor, é dependente da capacidade individualmente limitada de processamento cognitivo do indivíduo. Desta forma, muitas das informações sensoriais disponibilizadas abundantemente ao SNC serão descartadas por incapacidade de processamento de informações. Contudo, paralelamente aos objetivos do presente estudo, os resultados dos experimentos que o compõe trouxeram novos direcionamentos para a compreensão dos mecanismos subjacentes do controle corporal e a integração do sistema motor subordinado ao sistema sensorial.

Com isso, mais um cenário é incluído dentro deste mecanismo de ponderação das informações aferentes e eferentes do controle postural: a capacidade de processamento cognitivo. Este rol de descobertas promovido pelo presente estudo deve ser interpretado precedido por devida reflexão de suas possibilidades, e novas investigações devem ser direcionadas relevando este parâmetro (i.e. processamento cognitivo) para que os mecanismos subjacentes ao controle postural sejam progressivamente compreendidos.

Por fim, deflagra-se algumas reflexões a partir de possíveis limitações às interpretações dos resultados e, em contrapartida, sugestões da empregabilidade destes resultados com o intuito de catalisar sua aplicação.

### 10.1. LIMITAÇÕES

É importante considerar que os resultados, suas respectivas análises e interpretações que culminaram com a conclusão deste estudo são referentes a um público reduzido e não representa toda a heterogeneidade da população e em condições de avaliações extremamente controladas. De maneira geral, associando os estudos abordados na revisão de literatura aos participantes do presente estudo restringiram-se aos idosos com Doença de Parkinson, idosos

sadios e adultos sadios; com concentrado público masculino sendo avaliado. Isto significa que os resultados não devem ser ampliados aos públicos com outras características, como: faixas etárias (p.e. crianças e adolescentes); (ii) doenças crônicas degenerativas (p.e. diabetes, obesidade, hanseníase, esclerose múltipla); (iii) populações que possuem deficiências (p.e. visual, auditiva, órteses); (iv) associação da palmilha a calçados. Portanto, é sugerido cautela na interpretação indiscriminada destes resultados.

É importante salientar que estes resultados são fruto de avaliações restritas aos efeitos imediatos/agudos do uso da palmilha proprioceptiva [X]. Neste estudo, não foram avaliados os efeitos da palmilha [X] após o período de acomodação dos mecanorreceptores em função da estimulação contante (i.e. efeitos crônicos). Além disso, não foram realizadas avaliações em condições de tarefa dupla, desta maneira, neste estudo não foram verificadas as influências do comprometimento do processamento cognitivo sobre o equilíbrio com o uso da palmilha [X]. Assim, os resultados deste estudo não contemplam o uso da palmilha em função do tempo de uso e sob estresse cognitivo, assim, é sugerido que novas investigações sejam realizadas seguindo estas trajetórias.

## 10.2. APLICAÇÕES

Uma das características das amostras deste estudo é que se trata da maior fatia da população economicamente ativa da sociedade capitalista. Pautado nisso, este público está submetido a situações de risco em função de instabilidade corporal em suas AVD e atividades laborais. No seu dia-a-dia, eles se deparam com um grande número de oportunidades para a ocorrência de acidentes, muito deles possivelmente devido a quedas. É previsível que as consequências de acidentes a este público geram prejuízos ao sistema econômico na sociedade com o modelo capitalista. Portanto, do ponto de vista social, é importante que medidas preventivas sejam desenvolvidas e adotadas para minimizar tais riscos. Assim, a adoção de dispositivos que aumentam o volume de informação somatossensorial que melhoram o equilíbrio, como a palmilha [X], é uma estratégia plausível a ser utilizada para minimizar estas ocorrências com essa população.

Independente da tarefa motora realizada, o uso da palmilha proprioceptiva fornece informação somatossensorial adicional benéfica à estabilidade corporal. Assim, mesmo que alta complexidade da tarefa motora, os benefícios da palmilha serão dependentes da capacidade cognitiva do indivíduo de processar as informações sensoriais disponibilizadas aos

SNC. Pautado nisso, consideramos que a palmilha tem condições de promover benefícios ao controle postural presente na maioria das tarefas diárias (domésticas e laborais) e seu uso pode ser importante para a qualidade de vida do usuário, conforme as seguintes sugestões: (i) sapatos de segurança em atividades trabalhistas; (ii) calçados de indivíduos em fase pós-cirúrgica; (iii) calçado de indivíduos que estão realizando tarefas domésticas; (iv) calçados de gestantes e indivíduos que carregam frequentemente bebês e crianças de colo; (v) calçados de idosos; (vi) na junção entre órteses e membros inferiores de amputados; (vii) profissionais da atenção primária podem fornecer orientações sobre estímulos; (viii) adoção desse dispositivo associado a tratamentos terapêuticos; (v) tratamento para equilíbrio que inclua atividades de processamento cognitivo.

## 11. CONCLUSÃO

A Palmilha Proprioceptiva [X] promoveu alterações agudas nos parâmetros cinéticos do equilíbrio estático e dinâmico de adultos saudáveis. Estas alterações foram evidentemente positivas na tarefa estática, e perdeu efeito gradativamente conforme o aumento de complexidade da tarefa dinâmica.

## REFERÊNCIAS

- ACKLAND, T. R.; ELLIOT, B. C.; BLOOMFIELD, J. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. 2nd. ed. [S.l.]: Human Kinetics, 2008.
- ANDREOTTI, R. A.; OKUMA, S. S. Validação de uma bateria de testes de atividades da vida diária para idosos fisicamente independentes. *Revista Paulista de Educação Física*, v. 13, n. 1, p. 46–66, 1999.
- ANGLIN, C.; WYSS, U. P. Arm motion and load analysis of sit-to-stand , stand-to-sit , cane walking and lifting. *Clinical Biomechanics*, verificar carregamento de cargas no sentar, levantar, andar e descer carga ao chão verificando momento e ângulo (estudo ergonômico) não vê equilíbrio , v. 15, p. 441–448, 2000.
- BANKOFF, A. D. P. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Conexões*, v. 4, n. 2, 2006. Disponível em: <<http://fefnet178.fef.unicamp.br/ojs/index.php/fef/article/view/46>>.
- BARBIERI, F. A. *et al.* Diferenças entre o chute realizado com o membro dominante e não-dominante no futsal: Variabilidade, velocidade linear das articulações, velocidade da bola e desempenho. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 29, n. 2, p. 129–146, 2008.
- BARBIERI, F. A.; LIMA JUNIOR, R. S.; GOBBI, L. T. B. Aspectos da Corrida de Aproximação entre o chute realizado com o membro dominante e não-dominante. *Revista Motricidade*, v. 2, n. 3, p. 80–90, 2006.
- BARELA, J. Â. *et al.* Visual information and body sway coupling in infants during sitting acquisition. *Inf Behav Dev*, v. 23, p. 285–97, 2003.
- BARELA, J. Â.; JEKA, J. J.; CLARK, J. E. Postural control in children: Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research*, v. 150, p. 434–442, 2003.
- BLACKBURN, J. T. *et al.* Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm , foam , and multiaxial support surfaces. *Clinical Biomechanics*, v. 18, p. 655–661, 2003.
- BONFIM, T. R. *et al.* Efeito de Informação Sensorial Adicional na Propriocepção e Equilíbrio de Indivíduos com lesão do Ligamento Cruzado Anterior. *Acta Ortop. Bras.*, v. 17, n. 5, p. 291–296, 2009.
- BONFIM, T. R. *Informação Sensorial e controle Motor em Indivíduos com Lesão do Ligamento Cruzado Anterior*. 2007. 151 f. Universidade Estadual Paulista - Rio Claro, 2007.
- BONFIM, T. R.; POLASTRI, P. F.; BARELA, J. Â. Efeito do toque suave e da informação visual no controle da posição em pé de adultos. *Revista Brasileira de Educação Física*, v. 20, n. 1, p. 15–25, 2006.
- BUNTERNGCHIT, Y. *et al.* Age related effects of transitional floor surfaces and obstruction of view on gait characteristics related to slips and falls. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 25, p. 223–232, 2000.

CHAM, R.; REDFERN, M. S. Lower extremity corrective reaction to slip events. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 1439–1445, 2001.

DEFNEY, J. E. *et al.* Nonlinear analysis of sitting postural sway indicates developmental delay in infants. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 24, n. 7, p. 564–70, ago. 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19493596>>. Acesso em: 8 mar. 2013.

DUARTE, M. *Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática*. 2000. 86 f. Universidade de São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter.*, v. 14, n. 3, p. 183–92, 2010.

DUARTE, M.; MOCHIZUKI, L. Análise estabilográfica da postura ereta humana. In: TEIXEIRA, L. A. (Org.). *Avanços em Comportamento Motor*. São Paulo: Movimento, 2001.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, v. 146, p. 60–69, 2002.

DUBOST, V. *et al.* Decreased Trunk Angular Displacement during Sitting Down: An early feature of aging. *Physical Therapy*, v. 85, p. 404–412, 2005.

ENOKA, R. M. *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000.

FERRAZ, M. A.; BARELA, J. Â.; PELLEGRINI, A. M. Acoplamento sensório-motor no controle postural de indivíduos idosos fisicamente ativos e sedentários. *Motriz*, v. 7, p. 99–105, 2001.

FORNARI, M. C. DOS S.; KOHN, A. F. Postural oscillations in response to a muscle twitch caused by a stimulus. 2007, Santos, Brasil: Human Kinetics, 2007. p. S149–S50.

FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. Â. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciência do Desporto*, v. 6, n. 1, p. 94–105, 2006.

GOBBI, L. T. B.; SECCO, C. R.; MARINS, F. H. P. Preferência Pedal: comportamento locomotor em terreno irregular. *Lateralidade e Comportamento motor: Assimetrias laterais de desempenho e transferência interlateral de aprendizagem*. São Paulo: Movimento, 2001. p. 225–247.

GOBBI, S.; VILLAR, R.; ZAGO, A. S. *Bases Teórico-práticas do Condicionamento Físico*. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2005.

HAMANAKA, Á. Y. Y. *EFEITOS DE UMA INFORMAÇÃO SENSORIAL ADICIONAL NO CONTROLE POSTURAL : ENVELHECIMENTO E DOENÇA DE*. 2008. 89 f. Universidade Estadual Paulista - Rio Claro, 2008.

HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. *Desenvolvimento Motor ao Longo da Vida*. Porto Alegre: Artmed, 2004.

HENRY, S. M.; FUNG, J.; HORAK, F. B. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, v. 80, n. 4, p. 1939–50, 1998.

HORAK, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, v. 12, p. 1881–5, 1987.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, v. 35 Supl., n. 2, p. ii7–ii11, 2006.

HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*, v. 77, n. 5, p. 517–33, 1997.

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. 1369–81, 1986.

HUGHES, M. A. *et al.* Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography. *Clinical Biomechanics*, v. 10, n. 6, p. 318–322, 1995.

HUXHAM, F. E.; GOLDIE, P. A.; PATLA, A. E. Theoretical considerations in balance assessment. *Aust J Physiother*, v. 47, n. 2, p. 89–100, 2001.

INGLIS, T. J. *et al.* The role of cutaneous receptors in the foot. *Adv Exp Med Biol*, v. 508, p. 111–7, 2002.

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Research Report Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy*, v. 82, n. 9, p. 866–879, 2002.

JANUÁRIO, F.; AMARAL, C. Fisiologia do Equilíbrio. *Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação*, v. 19, n. 2, p. 31–37, 2010.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, v. 100, n. 3, p. 495–502, 1994.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Experimental Brain Research*, v. 103, n. 2, p. 267–76, 1995.

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

JENKINS, M. E. *et al.* Plantar cutaneous sensory stimulation improves single-limb support time, and EMG activation patterns among individuals with Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, v. 15, p. 697–702, 2009.



KENNEDY, P. M.; INGLIS, T. J. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J. Physiol*, v. 538, p. 995–1002, 2002.

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

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Experimental Brain Research*, v. 152, p. 281–92, 2003.

LEE, H.; GRANATA, K. P. Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical Biomechanics*, v. 23, p. 735–742, 2008.

LEE, H.; GRANATA, K. P.; MADIGAN, M. L. Effects of trunk exertion force and direction on postural control of the trunk during unstable sitting. *Clinical Biomechanics*, ARTIGO REFERE-SE AO CONTROLE POSTURAL SENTADO , v. 23, p. 505–509, 2008.

LEPORACE, G.; METSAVAHT, L.; SPOSITO, M. M. M. Importância do treinamento da propriocepção e do controle motor na reabilitação após lesões músculo-esqueléticas. *Acta Fisiátrica*, v. 16, n. 3, p. 126–131, 2009.

LIN, C.-W. *et al.* A Comparison of Ballet Dancers With Different Level of Experience in Performing Single-Leg Stance on Retiré Position. *Motor Control*, v. 18, p. 199–212, 2014.

LIN, C.-W. *et al.* Effects of leg dominance on performance of ballet turns (pirouettes) by experienced and novice dancers. *Journal of Sports Sciences*, v. 31, n. 16, p. 1781–1788, 2013.

LORAM, I. D.; LAKIE, M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J. Physiol*, v. 545, n. 3, p. 1041–53, 2002a.

LORAM, I. D.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J. Physiol*, v. 540, n. 3, p. 1111–24, 2002b.

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J. Physiol*, v. 564, n. 1, p. 295–311, 2005.

MAARSE, F. J. *et al.* Handwriting training: computer aided tools for remedial teaching. In: WANN, J.; WING, A. M.; SÖVIK, N. (Org.). . *Development of Graphic Skills: research, perspectives and educational implications*. London, G. London: Galliard, 1991. .

MAGILL, R. A. *Motor Learning: Concepts and Applications*. [S.l.]: McGraw Hill, 2000.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, v. 12, p. 635–58, 1996.

MARIGOLD, D. S.; PATLA, A. E. Stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *Journal of Neurophysiology*, v. 88, p. 339–353, 2002.

MARIGOLD, D. S.; PATLA, A. E. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *Journal of Neurophysiology*, v. 88, n. 1, p. 339–53, 2002.

MAURER, C.; PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural contr. *Journal of Neurophysiology*, v. 93, n. 1, p. 189–200, 2005.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*. 5th. ed. [S.l.]: LWW, 2010.

MCGINNIS, P. M. *Biomecânica do Esporte e Exercício*. Porto Alegre: Artmed, 2002.

MOCHIZUKI, L. *et al.* Changes in Postural Sway and Its Fractions in Conditions of Postural Instability. *Journal of applied biomechanics*, v. 22, p. 51–60, 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. *Fisioterapia em Movimento*, v. 19, p. 11–8, 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciência do Desporto*, v. 3, n. 3, p. 77–83, 2003.

MOJET, J. W. Characteristics of the developing handwriting skill in elementary education. In: MOJET, J. W. . IN: WANN, J.; WING, A. M.; SÖVIK, N. (Org.). . *Development of Graphic Skills: research, perspectives and educational implications*. London: Galliard, 1991. .

MORAES, R.; MAUERBERG-DE CASTRO, E. Relação entre percepção e ação durante os movimentos de sentar e levantar em indivíduos idosos. *Psicologia: Teoria e Pesquisa*, v. 26, n. 2, p. 253–264, 2010.

MORAES, R.; REIS, J. P. DOS; CASTELLI, R. S. A contribuição da informação visual exproprioceptiva e da altura do assento no controle da ação de sentar em indivíduos jovens e idosos. *Motricidade*, v. 7, n. 1, p. 31–42, 2011.

MORRIS, M. E. *et al.* The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clinical Biomechanics*, v. 16, p. 459–470, 2001.

NURSE, M. A. *et al.* Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, p. 496–506, 2005.

NURSE, M. A.; NIGG, B. M. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, v. 16, p. 719–727, 2001.

OIE, K.; KIEMEL, K. S.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for control of human posture. *Cog Brain Research*, v. 14, p. 164–176, 2002.

- OUCHI, Y. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain*, v. 122, n. 2, p. 329–38, 1999.
- PAI, Y. C. *et al.* Role of feedforward control of movement stability in reducing slip- related balance loss and falls among older adults. *Journal of Neurophysiology*, v. 90, n. 2, p. 755–62, 2003.
- PAVOL, M. J.; PAI, Y. C. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. *Experimental Brain Research*, v. 145, n. 4, p. 528–38, 2002.
- PEREIRA, Y. S. *et al.* Static postural balance in healthy individuals: Comparisons between three age groups. *Motriz*, v. 20, n. 1, p. 85–91, 2014.
- PERRY, S. D. *et al.* Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *Journals of Gerontology*, v. 63, p. 595–602, 2008.
- PERRY, S. D. *et al.* The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Research*, v. 877, p. 401–406, 2000.
- PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, v. 88, n. 3, p. 1097–118, 2002.
- PETERKA, R. J. Simplifying the complexities of maintaining balance. *Eng Med Biol Mag*, v. 22, n. 2, p. 63–8, 2003.
- PINHEIRO, M.; MENUCHI, T. R.; GOBBI, L. T. B. Optic flow contribution to locomotion adjustments in obstacle avoidance. *Motor control*, v. 16, n. 4, p. 506–20, out. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23162065>>.
- PRINCE, F. *et al.* Gait in elderly. *Gait & Posture*, v. 5, p. 128–135, 1997.
- REDFERN, M. S. *et al.* Biomechanics of slips. *Ergonomics*, v. 44, n. 1138-1166, 2201.
- REDFERN, M. S.; DIPASQUALE, J. D. Biomechanics of Descending Ramps. *Gait & Posture*, v. 15, p. 159–171, 2002.
- RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, v. 37, p. 71–9, 2002.
- ROMERO, D. H.; STELMACH, G. E. Changes in postural control with aging and Parkinson's disease. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 22, p. 27–31, 2003.
- ROY, G. *et al.* Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, v. 22, p. 795–804, 2007.

ROY, G. *et al.* The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, v. 21, p. 585–593, 2006.

SAITOU, K. *et al.* Slow negative cortical potential preceding the onset of postural adjustment. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v. 98, n. 6, p. 449–55, 1996.

SCHENKMAN, M.; RILEY, P.; PIEPER, C. Sit to stand from progressively lower seat heights - alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n. 3, p. 153–158, 1996.

SCHMIDT, R. A.; WRISBERG, C. A. *Motor Learning and Performance*. 3th. ed. Champaign: Human Kinetics, 2004.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. *Motor Control-Theory and Practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

SILVA, E. L. *Efeito imediato e contínuo da informação somatossensorial adicional na sensibilidade plantar e nos parâmetros do andar de indivíduos com doença de Parkinson*. 2012. 92 f. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Rio Claro/SP, 2012.

SILVA, G. G. *Análise Biomecânica da Marcha de Mulheres com uso de sapatos com saltos em solo plano e inclinado*. 2009. 106 f. Universidade Estadual Paulista - Guaratingueta, 2009.

SLOBOUNOV, S. *et al.* Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clin. Neurophysiol.*, v. 116, n. 2, p. 315–23, 2005.

SWENSEN, E. *et al.* Coefficient of friction and subjective assessment of slippery work surfaces. *Human Factors*, v. 34, p. 67–77, 1992.

TALIS, V. L. *et al.* Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, v. 23, p. 424–433, 2008.

TARANTOLA, J. *et al.* Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neuroscience Letters*, v. 228, n. 2, p. 75–78, 1997.

TEIXEIRA, L. A. *Controle Motor*. São Paulo: Manole, 2006.

TEIXEIRA, L. A.; SILVA, M. V. M.; CARVALHO, M. Reduction of lateral asymmetries in dribbling: the role of bilateral practice. *Laterality*, v. 8, n. 1, p. 53–65, 2003.

VAN DOORN, R. R. A.; KEUSS, P. J. G. Dysfluency in children’s handwriting. In: WANN, J.; WING, A. M.; SOVIK, N. (Org.). *Development of graphic skills: research, perspectives and educational implications*. London: Galliard, 1991. .

WANN, J.; KARDIRKAMANATHAN, M. Variability in children’s handwriting: computer diagnosis of writing difficulties. In: WANN, J.; WING, A. M.; SOVIK, N. (Org.). .

*Development of graphic skills: research, perspectives and educational implications*. London: Galliard, 1991. .

WILLIAMSON, J. D.; FRIED, L. P. Characterization of older adults who attribute functional decrements to old age. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 44, n. 12, p. 1429–34, 1996.

WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John Wiley & Sons, 1990.

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

WINTER, D. A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

## ANEXO 1: Termo de Consentimento Livre Esclarecido

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Estamos lhe convidando a participar de um estudo que quer verificar o efeito de uma palmilha para melhorar o equilíbrio das pessoas em atividades simples da vida diária.

Este estudo propõe uma série de avaliações que serão realizadas no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP/Guaratinguetá. Os participantes deste estudo são adultos saudáveis, sem diagnósticos de distúrbios de equilíbrio, voluntários, sem exceção.

O objetivo do estudo é detectar a efetividade da palmilha no equilíbrio e comportamento motor de adultos saudáveis em tarefas motoras da vida diária: equilibrar-se em um pé, sentar-se e levantar-se de uma cadeira, caminhar, e descer e subir uma escada.

Para isso, a todos os participantes do estudo serão garantidos sigilos absolutos à identidade dos mesmos. Estes participantes serão informados que poderão, em qualquer etapa do estudo, ter acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas e/ou desistir do estudo sem quaisquer prejuízos físicos, psicológicos ou financeiros.

Sua participação neste estudo não lhe oferecerá danos de caráter físico, psíquico ou financeiro. Os riscos físicos são idênticos aos riscos de um ambiente doméstico limpo, organizado e iluminado. Informamos ainda que sua participação não resultará em compensação financeira.

O investigador responsável é Adriano Percival Calderaro Calvo, aluno do curso de pós-graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (UNESP/Guaratinguetá), sob a orientação do Professor do Departamento de Engenharia Mecânica Mauro Hugo Mathias.

Quaisquer considerações ou dúvidas sobre a ética da pesquisa podem ser sanadas entrando em contato com os pesquisadores no próprio laboratório onde é realizada a avaliação, ou pelo telefone (12) 8188-4310.

-----

Eu, \_\_\_\_\_, portador do registro geral (RG) \_\_\_\_\_, declaro que consentimento livre e esclarecido sobre minha participação neste estudo. Desta forma, afirmo que ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Portanto, concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento deste serviço.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante voluntário

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário para a participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

1ª VIA - PESQUISADOR  
2ª VIA - PARTICIPANTE

## ANEXO 2: Parecer Consubstanciado de Aprovação do CEP para Estudo

INSTITUTO DE CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO  
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** PALMILHA DESENVOLVIDA PARA POTENCIALIZAR INFORMAÇÃO SOMATOSSENSORIAL: AVALIAÇÃO DA EFETIVIDADE NO EQUILIBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO DE ADULTOS SAUDÁVEIS

**Pesquisador:** ADRIANO PERCIVAL CALVO

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 16809913.4.0000.0077

**Instituição Proponente:**

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 367.927

**Data da Relatoria:** 13/08/2013

#### Apresentação do Projeto:

De maneira geral, os problemas sensoriais podem comprometer o controle postural do indivíduo, pois afetam sua capacidade de utilizar informações sensoriais de acordo com as mudanças da tarefa e do ambiente. O uso de informação somatossensorial adicional (i.e. tátil) favorece o controle postural e a locomoção. Existem dispositivos que favorecem a captação de informação sensorial, inclusive a somatossensorial. No entanto, estes dispositivos são eletrônicos (i.e. alto custo) e/ou limitam movimentações mais ágeis e/ou velozes do usuário. Em 2008, um dispositivo nacional que atende expectativas de conforto e estética ao indivíduo, baixo custo de produção e comercialização, e que proporciona melhoria no controle postural foi desenvolvido. Este dispositivo é uma palmilha de poliuretano que potencializa as informações sensoriais táteis das solas dos pés e que proporciona melhora no controle postural ereto, bípede e estático de indivíduos adultos, idosos e idosos parkinsonianos (HAMANAKA, 2008). No entanto, novos questionamentos surgem a partir desse dispositivo, tendo em vista a natureza do instrumento (i.e. dispositivo não eletrônico) e que foi avaliado em apenas um tipo de postura. Desta forma, há dúvidas sobre a efetividade deste dispositivo nos movimentos realizados na vida diária. Portanto, avaliar esta palmilha em condições adversas e presentes nas atividades da vida diária como por exemplo: (I) posição ereta estática apoiado sobre um dos membros inferiores, (II) levantar-se e/ou

**Endereço:** Av. Engº Francisco José Longo 777  
**Bairro:** Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000  
**UF:** SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS  
**Telefone:** (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** cep@fscj.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO  
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 367.927

sentar-se, (iii) caminhar, entre outras ações toma-se necessário para compreendermos a dimensão dos benefícios deste dispositivo. A comprovação de sua efetividade nos diversos modos de controle postural poderá contribuir para (i) melhor qualidade de vida de adultos e gerações subseqüentes, podendo reduzir significativamente eventos de quedas destes indivíduos, (ii) melhor atuação e segurança dos adultos em ocupações trabalhistas que envolvem grandes riscos de quedas, e (iii) melhorar o desempenho de atletas que atuam em esportes que exigem alterações bruscas e/ou inesperadas em sua postura. Assim, o objetivo geral deste estudo é avaliar os efeitos da informação somatossensorial adicional adquirida por meio de uma palmilha especial na biomecânica do controle postural estático e dinâmico, e na biomecânica da locomoção.

**Objetivo da Pesquisa:**

presente pesquisa tem o intuito de realizar uma bateria de testes biomecânicos para avaliar a efetividade das palmilhas desenvolvidas por Hamanaka.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos da realização dos testes é idêntico aos riscos de acidentes domésticos

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa é interessante e os resultados podem ajudar médicos, esportistas e usuários na indicação do uso da palmilha desenvolvida por Hamanaka.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Apresentado de forma clara para o participante da pesquisa

**Recomendações:**

Sugestão:- em materiais e método:

Detalhar como serão selecionados e excluídos os participantes da pesquisa;

esclarecer melhor o tipo de sapatos e palmilhas que os participantes da pesquisa usarão, quando não estiverem usando as palmilhas desenvolvidas por Hamanaka.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há pendências ou inadequações

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Endereço: Av. Eng<sup>o</sup> Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.246-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-9078

Fax: (12)3947-9010

E-mail: ceph@fosjc.unesp.br



INSTITUTO DE CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO  
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 367.027

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Colegiado aprova o parecer da relatora

SAO JOSE DOS CAMPOS, 22 de Agosto de 2013

---

**Assinador por:**  
**JANETE DIAS ALMEIDA**  
(Coordenador)

Endereço: Av. Eng<sup>o</sup> Francisco José Longo 777  
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000  
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS  
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph@fosjc.unesp.br