



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JULIO DE MESQUITA FILHO”  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO  
CLARO**



---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
(Área de Biodinâmica da Motricidade Humana)**

---

**Stephanie Cristina Miranda Pacheco**

**Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica  
durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural**

Rio Claro, SP  
2015

**Stephanie Cristina Miranda Pacheco**

**Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica  
durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de pós-graduação em ciências da motricidade humana do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Campus Rio Claro, para obtenção de título de mestre em ciências da motricidade, área biodinâmica da motricidade humana.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Eliane Mauerberg-deCastro

Rio Claro, SP

2015

## RESUMO

Um controle postural eficiente é importante na medida em que este é crucial para o sucesso da maior parte das atividades diárias. A manipulação de ferramentas permite ampliar a informação háptica, e a captação de instâncias invariantes, físicas e perceptuais úteis para orientar o comportamento. Este estudo investigou os efeitos de diferentes pontos de contato corporal e orientação segmentar sobre o controle postural em tarefas com o uso de uma ferramenta flexível, denominada “sistema âncora”. Vinte e nove adultos jovens vendados permaneceram em pé na posição tandem sobre uma trave de equilíbrio apoiada sobre uma plataforma de força, enquanto mantinham um cabo flexível (sistema âncora) anexado a (1) mão (2) punho (3) cotovelo esticado e preso a células de carga em contato com o solo, e os braços orientados anterior e paralelamente ao corpo. A condição sem contato foi estabelecida como controle (CON). Os resultados mostraram que em comparação com a condição CON o sistema de ancoragem melhora o controle postural. O ponto de contato corporal apresentou-se invariante para a oscilação corporal. A orientação lateral dos braços (quando criou uma orientação ortogonal entre a posição do braço e da base de suporte) reduziu os níveis de oscilação corporal. Este estudo corroborou outros. A partir destes resultados, concluímos que o sistema âncora pode ser uma ferramenta útil para estabilizar a postura, principalmente em orientações ortogonais por ampliar os graus de liberdade para facilitação do controle postural independente do ponto de contato corporal em que a ferramenta é fixada. Ainda, seus benefícios podem ser inseridos em contextos clínicos de reabilitação.

**Palavras chaves:** Postura. Invariância. Sistema háptico.

## ABSTRACT

An efficient posture control is important insofar as this is critical to the success of most daily activities. The handling of tools allows you to enlarge the haptic information, and attracting invariant instances, physical and perceptual helpful in guiding behavior. This study investigated the effects of different points of body contact and orientation target on postural control tasks using a flexible tool, called "anchor system." Twenty-nine blindfolded young adults remained standing in the tandem position on a balance beam supported on a force platform, while maintaining a flexible cable (anchor system) attached to (1) hand (2) wrist (3) elbow stretched and attached to the load cells in contact with the ground and arms directed above and parallel to the body. The non-contact condition was established as a control (CON). The results showed that in comparison with the condition CON anchoring system improves the posture control. Body contact point presented is invariant to body sway. The lateral orientation of the arms (created when an orthogonal direction from the position of the arm and the support base) reduced the levels of body sway. This study corroborated other. From these results we conclude that the anchor system can be a useful tool to stabilize the posture, especially in orthogonal directions to widen the degree of freedom for facilitating the independent control of body posture contact point at which the tool is fixed. Still, its benefits can be inserted in clinical settings rehabilitation.

**Keywords:** Posture. Invariance. Haptic system.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao chegar ao “fim” de mais um processo é impossível não voltar ao início de tudo. Minha sincera gratidão,

Ao Autor da minha vida (Deus), que me guarda como a menina dos seus olhos e esconde-me debaixo de suas asas. Seu fôlego de vida em mim é sustento e me encoraja enfrentar tudo.

À minha avó Marilza Miranda, figura mais importante da minha vida, absolutamente. Os quase 3.000 km de distância desaparecem diante da solidez de tanto amor, apoio, cuidado, compreensão e todos os esforços empregados. Eu jamais poderia galgar mais esse passo entre meus sonhos sem você. Muito obrigada por tudo vó, te amo muito!

À minha mãe Patrícia, aos meus tios Jorge e Thiago e a minha irmã Carol, por todo o incentivo, confiança e suporte no decorrer da vida e deste processo. Muito obrigada meus tesouros.

Aos amigos que se fizeram família nesta nova empreitada chamada Rio Claro. Deus na sua infinita bondade escolheu a dedo vocês:

Marcio e Telma, ou, Pr. Marcio e Pr<sup>a</sup>. Telma para cuidarem de mim. O acolhimento ainda no primeiro contato me fez respirar mais aliviada, eu sabia que tinha ganhado amigos, mais que isso, vocês foram e são por ora irmãos, ora pais, pastores, enfim, a minha referência ao dizer Rio Claro. Sem vocês certamente teria sido tudo diferente. Obrigada por tudo, amo vocês.

Luciana e Rangel, o casal paradoxo. Pra rir e fazer piada ou pra solucionar os problemas é só atravessar a cidade e lá estão vocês de prontidão e de peito aberto. Ainda, aos casais Rodrigo e Mônia, Cláudia e Thiago, cada um a sua maneira e todos com a mesma essência, ajudar sem reservas. Obrigada por sempre me estenderem as mãos. Amigos, vocês são presentes de Deus.

Amigo mais chegado que um irmão, um famoso provérbio que retrata Marcela Rodrigues de Castro. Uma pequena grande mulher, que me inspira dedicação, competência, garra, superação e sucesso. Sou profundamente grata pela sua generosidade e disposição de me ensinar, tudo, sempre. A solução para os momentos que parece não haver mais saída está atrelada a você. Tudo dá-se um jeito com esse mineirês! Ah minha amiga, as palavras não dão conta de descrever o significado da nossa amizade. Veio do céu e selada com a eternidade. Te amo trem!

Aos colegas do Laboratório de Ação e Percepção (LAP) e as colegas que se tornaram amigas. Thaís, Fer e Ana, o saldo dessa estadia na Unesp não poderia ser mais positivo. Todos os cafês, coletas, discussões, brincadeiras, trabalhos, fortaleceram nossos laços e fizeram vocês peças essenciais. Cada uma de forma peculiar me ajudou e contribuiu muito para a minha formação pessoal e profissional. Vocês seguem comigo sempre.

À minha orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Eliane Mauerberg de Castro, por ter me aberto às portas e concedido à oportunidade de trabalhar e aprender muito junto com um grupo tão dedicado. Obrigada pelo empenho, sabedoria, compreensão e, acima de tudo, exigência e competência, tendo sensibilidade para perceber nossas fraquezas e força para atuar em nossas qualidades e defeitos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	9
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1 Sistema háptico e sistema âncora no controle postural .....	11
2.2 Invariância .....	18
3. JUSTIFICATIVA .....	24
4. OBJETIVOS .....	25
4.1 Objetivo geral .....	25
4.2 Objetivos específicos.....	25
5. HIPÓTESES ALTERNATIVAS .....	26
6. MÉTODO .....	27
6.1. Participantes.....	27
6.2. Critérios de inclusão.....	27
6.2.1 Critérios de exclusão .....	27
6.3. Equipamentos e materiais .....	27
6.4. Procedimentos na tarefa .....	28
6.5. Coleta de dados .....	31
6.6. Análise de dados .....	32
6.7. Análise estatística.....	33
7. RESULTADOS .....	34
7.1. Efeitos da ancoragem .....	34
7.2. Efeitos do ponto de contato corporal.....	36
7.3. Efeitos da orientação segmentar dos braços (anterior e lateralmente ao corpo).....	38
8. DISCUSSÃO .....	42
9. CONCLUSÃO .....	49
ANEXO .....	57
Anexo A (Parecer comitê de ética) .....	57
APÊNDICE .....	58
Apêndice A- Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) .....	58

## 1. INTRODUÇÃO

Manter a postura ereta requer manter o alinhamento e controle de vários segmentos corporais na presença de perturbações internas e externas geradas por atividade metabólica e respostas automáticas às variações sutis da força gravitacional. O controle postural é a base para a execução de movimentos voluntários (MARAVITA; IIRIKI, 2004). Múltiplos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatosensorial) fornecem informação que auxiliam esse processo (HORAK; MACPHERSON, 1996; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009).

O controle postural depende também de *inputs* do sistema háptico que, sob mecanismos de ação voluntária e exploratória, capta informação do ambiente e se mostra hábil para ajudar a manter a posição do corpo no espaço usando atividades, por exemplo, de toque dinâmico (GIBSON, 1966). Grande parte dos estudos acerca da contribuição do sistema háptico para o controle da postura foca em experimentos que utilizam o toque leve (geralmente de um dedo) sobre uma superfície concomitante à realização de uma tarefa postural. Jeka e Lackner (1994), Jeka e Lackner (1995), Clapp e Wing (1999) observaram que um toque leve de menos de 1 N numa superfície é suficiente para reduzir a oscilação corporal.

Outras evidências científicas como as de Jeka et al. (1996) comprovam a eficácia do toque háptico durante tarefas de controle postural em indivíduos com deficiência no sistema vestibular e cegueira congênita. Périco et al. (2013) demonstraram a competência do sistema háptico em atividades locomotoras durante a condução de um cão através do uso de uma guia.

Mauerberg-deCastro (2004) destaca que a detecção de propriedades do ambiente por meio de implementos e da exploração háptica ajuda a recalibrar a postura. A autora propôs a utilização de uma ferramenta (não rígida), a qual nomeou de *sistema âncora*, uma ferramenta dinâmica usada intencionalmente cuja função principal é facilitar a exploração háptica oferecendo informação necessária ao sistema de controle postural. A ancoragem proporcionada por este sistema é dada durante o contato manual com um cabo flexível (corda) ligado a uma carga de determinada massa (resistência), a qual permanece em contato com a superfície de suporte. A tarefa do indivíduo consiste em puxar a corda com as mãos apenas o suficiente para detectar a resistência da carga em contato com a superfície, porém, sem levantá-la.

Efeitos estabilizadores da postura pelo contato háptico através do sistema âncora foram observados em diversos contextos experimentais e grupos tais como: idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009), adultos (MAUERBERG-DECASTRO, 2004), crianças (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005), jovens e adultos com



deficiência intelectual (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, 2012, 2013b). Nestes estudos, a forma de exploração com a ferramenta âncora foi feita através das mãos e dedos durante o ato de segurar os cabos da âncora, geralmente um em cada mão.

Gibson (1986) argumenta que quando um indivíduo manipula um objeto, percepção e resposta/ação são orientadas a partir da interação organismo-ambiente. Essa interação resulta em informação (i.e., variâncias e invariâncias) que emerge do contraste entre propriedades físicas do objeto manipulado (i.e., torque, inércia e momentos de inércia) e do movimento em si. Em outras palavras, Gibson ressalta que são as instâncias invariantes que constituem os processos informativos de estruturas e transformação de eventos e objetos e/ou segmentos corporais.

Pagano et al. (1993) realizaram alguns experimentos para investigar a percepção da distância alcançável com uma haste. O objetivo foi determinar se um objeto é percebido como sendo do mesmo comprimento quando alcançado pela ponta distal de uma haste usando movimentos do punho, cotovelo e ombro de maneira isolada e simultânea. Os resultados destes experimentos confirmaram que os indivíduos, ao usar diferentes pontos de contato corporal sob as duas condições (isolada e simultânea), são capazes de orientar o julgamento acerca de comprimento de forma invariante. O enfoque desta pesquisa baseia-se no fenômeno da invariância perceptiva que foi denominado de “constância perceptual” por Michaels e Carello (1981).

Baseado nos achados a respeito do controle postural com uso da ferramenta âncora e, considerando o paradigma de invariância dos segmentos corporais, a presente pesquisa se propôs investigar se diferentes pontos de contato corporal e orientação segmentar mantêm invariância na sensibilidade háptica durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural. Nesse caso, a invariância se manifestaria por efeitos similares de redução na instabilidade postural durante a tarefa de contato háptico (i.e., sistema âncora).

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Sistema háptico e sistema âncora no controle postural

Controle postural é a habilidade de um indivíduo assumir e manter uma posição corporal desejada durante uma atividade estática ou dinâmica. O sistema de controle postural é particularmente complexo, pois envolve vários componentes sensoriais e motores, além da integração destes sistemas de modo a obter uma ação funcional (HORAK; MACPHERSON, 1996; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

A informação e contribuição sensorial dos sistemas visual, vestibular e somatosensorial mostram-se bem estabelecidas na literatura (BURTON, 1993; COHEN, 2001; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Estudos a respeito do comportamento motor, especificamente controle postural, integram análises e teorias que buscam o entendimento dos mecanismos subjacentes da/para ação e percepção, dentre eles destaca-se o sistema háptico (LACKNER; DIZIO, 2005; RABIN; DIZIO; LACKNER, 2006, RABIN et al., 2008; CARELLO et al., 2008).

Conforme Gibson (1966), “sensibilidade” (do inglês: sensibility) háptica de um homem ou animal envolve sentir o mundo ao seu redor ao usar seu corpo e suas extremidades como órgãos sensoriais exploratórios e motores. Um exemplo dessa combinação é o uso das mãos, tanto para explorar um ambiente quanto para modificá-lo, o que não acontece no sistema visual ou auditivo, por exemplo, com os quais é possível explorarmos as coisas/ambiente, no entanto, sem alterá-los.

O sistema háptico permite ao indivíduo, “lançar mão” para obter informação a respeito do meio ambiente e do seu corpo. Seja de um objeto em relação ao corpo e vive-versa. É o sistema perceptivo pelo qual os animais e os homens estão, literalmente, em contato com o meio ambiente. Ao contrário dos outros sistemas de percepção, este, inclui a maior parte do corpo e toda a sua superfície, e, esse montante de elementos disponíveis para percepção torna-o elementar para a espécie animal ou humana (GIBSON, p.99).

Gibson (1966) descreveu o sistema háptico em três subsistemas: *toque cutâneo*, *toque háptico* e *toque dinâmico*. No *toque cutâneo*, a estimulação da pele e tecidos mais profundos ocorre sem movimento articular ou muscular. No *toque háptico* acontece a estimulação da pele e dos tecidos mais profundos juntamente com movimento articular. E por último, no *toque dinâmico*, existe estimulação da pele e movimento articular em combinação com esforço muscular, que ocorre durante o manuseio de objetos, presente na maior parte das atividades da vida diária.

Para Loomis e Lederman (1986), na percepção háptica acontece deformação da pele, estimulada por parâmetros mecânicos. Nesta forma de percepção o observador é capaz de integrar a informação através da exploração dinâmica, mediante a movimentação dos segmentos corporais para detectar propriedades como comprimento, peso, altura, bem como a orientação de objetos em relação a partes do corpo. Em atividades de alta ordem cujas tarefas demandam exploração ou atividade voluntária, o sistema háptico pode informar ao corpo quanto ao seu posicionamento espacial e, conseqüentemente, determinar mecanismos exploratórios para garantir ajustes para o controle postural (GIBSON, 1966; TURVEY et al., 1992; PAGANO et al., 1994; PAGANO; TURVEY, 1995; CARELLO; TURVEY, 2000; BERNARDIN et al., 2005). Durante tarefas hápticas, os altos níveis de processamento neural se referem às influências cognitivas sobre o controle postural como atenção e motivação, porém esse processamento não evoca controle consciente propriamente dito (LACKNER; DIZIO, 2005).

Por vezes, os conceitos *somatosensorial* (propriocepção) e *háptico* são usados de forma similar. Peculiar e diferentemente do sistema somatosensorial, o sistema háptico envolve algo ativo, deliberado ou intencional; a exploração geralmente ocorre durante eventos de contato físico. O *sistema somatosensorial* incorpora a função do toque, temperatura, dor e propriocepção, e pode estar presente independentemente de exploração. Os receptores proprioceptivos possuem relação com o controle postural por informarem continuamente ao sistema nervoso central a noção de posição e movimento dos membros e do corpo no espaço, possibilitando a representação da geometria estática e dinâmica do mesmo (CARVALHO; ALMEIDA, 2008). Entretanto, não necessitam/requisitam da exploração para desempenhar seu papel.

A busca dinâmica e ativa pelo *sistema háptico*, de forma consciente ou inconsciente, faz com que o dinamismo oferecido pelo sistema háptico estimule mecanorreceptores da pele, músculos, tendões e articulações (somatosensorial). Os dados resultantes dessa busca são importantes para manter a posição do corpo no espaço, além de permitir o reconhecimento das propriedades ambientais e de objetos (LEDERMAN; KLATZKY, 2009; LOUW; KAPPERS; KOENDERINK, 2000). O sistema háptico, no entanto, integra informação das partes do corpo envolvidas com a tarefa do toque/contato com as informações da posição corporal no espaço (BURTON, 1993; GENTAZ; BAUD-BOVY; LUYAT, 2008). Ambos os sistemas auxiliam e complementam um ao outro no controle da postura.

O sistema háptico engloba uma complexa interação de sistemas e subsistemas de baixa e alta ordem, o que potencialmente integra informação sobre eventos ou propriedades de um

determinado meio (AMAZEEN, 1999). Comumente definido como o sentido em que o indivíduo usa do tato para reconhecer objetos, o caráter exploratório do sistema háptico o torna hábil na detecção de informação acerca das mudanças corporais e/ou ambientais e de percepção/ação dando ao “mundo tocado/sentido” um significado funcional (KLATZKY; LEDERMAN; METZGER, 1985; LEDERMAN; KLATZKY, 2009; LOOMIS; LEDERMAN, 1986). Pesquisas sobre o sistema háptico mostram êxito em sua contribuição em tarefas de percepção de forma de objeto, textura de superfícies, e toque dinâmico, resultando em detecção de comprimento de um objeto ou a distância de um alvo, inclusive quando mediada por algum tipo de haste ou extensão (SOLOMON; TURVEY, 1988; TURVEY, 1996).

Outra relação do sistema háptico com o controle postural é demonstrada nos conhecidos estudos de toque leve (HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994). Jeka e Lackner (1994) constataram que, o contato feito com uma superfície apenas pelo toque leve ( $< 1$  Newton) diminuía a oscilação corporal. Em estudo posterior (JEKA, LACKNER; 1995) observaram 50% de redução da oscilação corporal quando o toque leve era realizado em superfícies de diferentes texturas (áspera e lisa). Clapp e Wing (1999) confirmaram que, independente da superfície tocada, as contribuições do toque leve resultam em posições corporais mais estáveis. Essas evidências mostram que a informação háptica captada pelo leve contato com a superfície, sem que haja suporte mecânico real ao corpo, reduz significativamente a oscilação corporal (BOLTON ET AL, 2011; HOLDEN et al., 1994; JEKA, 1997; JEKA; LACKNER, 1994; VUILLERME, ISABLEU; NOUGIER, 2006).

Nesse processo é importante destacar a característica somatosensorial. O toque leve da ponta dos dedos com a superfície externa permite que informação adicional sobre a posição do corpo seja detectada por mecanorreceptores cutâneos (e.g., corpúsculos de Meissner, sensível ao toque leve e vibrações de baixa frequência; corpúsculos de Pacini, sensíveis à pressão e vibração de frequências mais altas; discos de Merkel, sensíveis à pressão e textura; e receptores de Ruffini, sensíveis à deformação da pele. Mecanorreceptores cutâneos são mais densamente distribuídos nas pontas dos dedos e mãos, sugerindo que esta parte corporal seja mais sensível aos estímulos do que outras partes do corpo. Além disso, cada um dos mecanorreceptores se comporta de forma diferente de acordo com o estímulo (JEKA, 1997; LENT, 2010).

A contribuição do sistema háptico ao controle postural foi reforçada na pesquisa de Jeka et al. (1996) na qual os autores demonstraram que indivíduos com deficiência no sistema vestibular, bem como cegos congênitos se beneficiaram do uso da informação háptica na

manutenção do controle postural. Segundo Turvey (1996), a percepção háptica permite a reorganização da função e informação por meio de outras modalidades perceptivas que oferecem detalhes relativamente precisos para a execução da atividade. De fato, de acordo com Mauerberg-deCastro et al (no prelo), podemos estimar o tamanho de um peixe capturado em águas profundas, manobrando a vara de pesca e reagindo aos puxões/trancos de força impressa pelo peixe, lutando no final da linha. A aquisição dinâmica de informação ajuda a determinar as estratégias comportamentais que regulam ações específicas em um determinado contexto. Assim, é possível dizer que na ausência de informação vestibular ou visual a informação háptica pode integrar referências espaciais por meio de vias cutâneas, proprioceptivas e cinestésicas.

Périco et al. (2013) verificaram a influência da percepção háptica na estabilidade locomotora de um grupo de indivíduos saudáveis ao caminhar sobre uma trave de equilíbrio durante a condução de um cão. As aferências hápticas por meio da guia do cão foram úteis aos indivíduos sob restrição visual na manutenção da estabilidade comportamental da marcha. Outro estudo seguindo o mesmo protocolo experimental mostrou resultados similares para adultos com deficiência intelectuais (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2013a). As pesquisas utilizando o paradigma do sistema âncora tem como foco a exploração háptica realizada apenas pelas mãos.

Outra demonstração da modulação do toque leve avaliou seu efeito sob a mudança do plano de orientação segmentar. Jeka (1996) verificou o comportamento postural de participantes enquanto estes mantinham a posição tandem dos pés e tocavam levemente uma bengala com o braço posicionado à frente e lateralmente ao corpo. O autor constatou que o toque realizado lateralmente ao corpo (quando se formou um plano ortogonal do braço em relação aos pés) reduziu significativamente a oscilação corporal.

Seguindo esta mesma perspectiva Rabin et al. (1999) testaram indivíduos em tarefas nas posições *tandem* e *duck-stance* (pés virados para fora) com o dedo posicionado ao lado e à frente do corpo. As posições *tandem* com o dedo ao lado e *duck-stance* com o dedo à frente (ortogonalidade), respectivamente, exibiram os melhores efeitos para manutenção da postura. A relação ortogonal formada em ambos os estudos ofereceu vantagens ao sistema postural pelo aumento dos graus de liberdade e diminuição da restrição anatômica pela referência contrastante oferecida ao organismo, que permitiu comparar as duas referências externas do corpo e atualizar o sistema postural eficientemente.

A extensão dos efeitos da perturbação imposta sobre o sistema postural ajuda a entender a estratégia de controle utilizada durante o contato háptico, e quais as informações e

modalidades sensoriais terão mais relevância (HORAK; MACPHERSON, 1996; JEKA; OIE; KIEMEL, 2000). O peso atribuído a cada canal sensorial depende do quão útil é a informação fornecida para que o sistema de controle postural alcance seu objetivo. A predominância de determinado canal sensorial sobre os demais para o controle da postura está relacionada à deterioração (natural ou manipulada) dos demais canais sensoriais. No caso dos idosos, por exemplo, o sistema somatosensorial teria uma atuação mais incisiva no seu papel junto ao sistema de controle postural. Os demais canais sensoriais, vestibular e visual, alterados pelo processo natural de envelhecimento, não propiciam informação sensorial com resolução e qualidade suficientes para o controle mais preciso da manutenção da postura ereta (TOLEDO; BARELA, 2010; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006).

A interação entre indivíduo, tarefa e ambiente afeta o controle postural convergindo efeitos da experiência, intenção e capacidade de adaptação (COHEN, 2001; GHEZ, 1991; CARVALHO; ALMEIDA, 2008; HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997). De fato, Polanczyk (2003) demonstrou que indivíduos com deficiência intelectual ao usar uma ferramenta flexível (sistema âncora) em tarefas de controle postural tanto estática quanto dinâmica, em uma rotina de um programa de atividade física, com oito sessões de 1 hora cada, durante quatro semanas, obtiveram melhora no controle da postura, no tempo de realização da tarefa e, ainda, mantiveram-se estáveis sozinhos (sem auxílio mecânico ou sensorial), especialmente nas condições realizadas sem o uso da âncora, observada pela avaliação de pré- e pós-teste.

### *2.1.1- Sistema âncora e controle postural*

Ferramentas não biológicas anexas ao corpo podem ser utilizadas durante as ações exploratórias auxiliando na eliminação de possíveis perturbações intrínsecas ou extrínsecas que afetam a estabilidade postural do indivíduo (MAUERBERG-DECASTRO, 2004). O uso de ferramentas a fim de atingir a estabilidade postural usando informação de pontos de contato distais, seja com um ponto de contato fixo ou móvel (e.g., o uso da bengala por uma pessoa idosa para detectar a acessibilidade de uma superfície, de modo a manter a locomoção estável) ilustra bem essa afirmação (JEKA, 1997; ALBERTSEN; TEMPRADO; BERTON, 2010).

Partindo da premissa que as oscilações corporais são atenuadas pelo toque/contato (HOLDEN et al., 1994; JEKA, 1997), Mauerberg-deCastro (2004) concebeu uma ferramenta cuja função principal é facilitar a exploração háptica oferecendo informação necessária ao sistema de controle da postura. Trata-se do sistema âncora, uma ferramenta dinâmica por

meio da qual intencionalmente o indivíduo a manipula para desfrutar dos benefícios oferecidos pela mesma. A ancoragem proporcionada por este sistema ocorre durante o contato corporal com um cabo flexível (corda) ligado a uma carga com uma determinada massa (resistência), que permanece em contato com a superfície de suporte (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012).

A tarefa do indivíduo consiste em puxar a corda com as mãos apenas o suficiente para que sinta a resistência da carga em contato com a superfície, porém, sem levá-la. Com as âncoras, uma em cada mão, Mauerberg-deCastro et al. (2014) afirmam que várias opções são possíveis durante a realização da tarefa: ignorar as âncoras e não puxá-las; aumentar as forças de tração além da resistência oferecida, causando o levantamento das cargas da superfície de contato; equilibrar as forças puxadas entre as duas mãos; ou, ignorar uma das âncoras. A tração pode ser contínua ou não. Violadas as instruções da tarefa (tirar as cargas do chão), imediatamente é solicitado que as âncoras voltem para posição inicial. O objetivo da tarefa é manter o equilíbrio do centro de massa do corpo (COM), dentro dos limites da base de suporte (MAUERBERG-DECASTRO, et al., 2014).

A estabilidade postural que o sistema âncora oferece, via informação háptica, acontece por meio do contato e da exploração que a ferramenta dispõe (tensão dos cabos, resistência das cargas). Ao integrar as propriedades mecânicas da ancoragem (tensão elástica e de vibração das cordas, resistência das cargas), os indivíduos podem usar a informação háptica como *telemodalidade* perceptual (CABE, 2013; CABE; HOFMAN, 2012), que, para o sistema âncora, expande as possibilidades de exploração do ambiente, o que resulta em aumento da estabilidade postural.

O ato de controlar a tensão da corda também retroalimenta o sistema exploratório, e isto permite diferenciar se as mudanças na tensão do cabo são devido à atividade exploratória ou da posição do corpo (oscilação) (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Apesar da informação para o controle postural ser mediada pelo sistema âncora, é importante levar em consideração que o corpo como um todo e suas partes são elementos envolvidos na tarefa de ancoragem.

O clássico estudo a respeito do sistema âncora foi apresentado por Mauerberg-deCastro (2004). Neste estudo, participantes (adultos jovens) em apoio unipodal com os olhos fechados realizaram tarefas de equilíbrio sob duas condições: sem e com uso das âncoras, as quais tinham diferentes cargas (1.000 g, 500 g, 250 g, e 125 g). Neste experimento, os participantes seguravam um par de âncoras durante 30 segundos na tentativa de manter a postura estável. Ao comparar a condição controle (sem âncora) com a utilização da

ferramenta, os resultados apontaram uma redução significativa da oscilação corporal. Além disso, durante a ancoragem háptica, as diferentes cargas não proporcionaram efeitos significativos aos níveis de estabilidade. A maior carga (1.000 g) que supostamente proporcionaria uma maior estabilidade durante a perda de equilíbrio teve resultados posturais semelhantes aos da carga mais leve (125 g), o que indica que os indivíduos calibraram sua força puxando apenas o suficiente para fornecer ao sistema postural informação útil para a manutenção da estabilidade.

Os estudos utilizando esta ferramenta apontam para uma tendência em comum de redução da oscilação postural, entretanto, algumas peculiaridades merecem ser descritas.

Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) testaram idosos saudáveis em um experimento dividido em três fases: pré-prática, prática e pós-prática. A fase pré-prática, compôs-se: sem o uso das âncoras, dois posicionamentos de pés (paralelos e semi-tandem) e 3 tentativas com duração de 20 s. A fase prática: com uso das âncoras na posição semi-tandem, com quatro blocos, contendo cinco tentativas cada e duração de 20 s. A fase pós-prática: sem o uso das âncoras os participantes realizaram seis tentativas na posição semi-tandem, divididas em dois momentos: cinco e vinte minutos respectivamente após a prática. Os autores observaram que o uso do sistema âncora proporcionou melhor estabilidade da postura na posição semi-tandem, entretanto, o uso sistemático da ferramenta não gerou um efeito duradouro sobre o sistema de controle postural de idosos após um curto período de prática.

Os benefícios deste sistema estenderam-se a pessoas com deficiência intelectual como demonstraram Mauerberg-deCastro et al., 2010, em estudo que realizaram uma tarefa em pé (com os pés paralelos sobre uma trave de equilíbrio de 10 e 20 cm de altura) e com restrição visual. Os autores constataram que adultos com deficiência intelectual recuperaram seu equilíbrio de forma mais eficiente quando usaram o sistema âncora, e quando estavam sobre a superfície mais elevada (20 cm). O que sugere que, quando os participantes estavam sobre a superfície mais alta, eram mais conscientes e preocupados acerca do controle para evitar uma possível queda, buscando alternativas para manter a estabilidade. Outro estudo com esta mesma população confirmou que o sistema de ancoragem foi eficaz na melhora do desempenho postural ao usar as âncoras no contraste de situações de pré-prática e pós-prática (MAUERBERG- DECASTRO et al., 2012).

Recentemente, o uso deste sistema foi testado em três grupos de idosos com frequências de práticas diferentes 1) 0% (sem âncoras), 2) 50% (metade das tentativas com âncora) e 3) 100% (somente uso das âncoras). Todos os grupos cumpriram fases de pré-prática, prática e pós-prática imediata (após fase prática) e tardia (após 24 horas da fase



prática). Os autores encontraram que o grupo que usou o sistema âncora com 50% de frequência manteve, após 24 horas da prática, menor oscilação corporal do que os grupos de 0% e 100%. Tais resultados sugerem que o uso intermitente do sistema âncora (50%) tem impacto positivo na melhora do controle postural, mesmo após sua remoção, além de limitar metade do tempo de prática (FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013).

Resultados preliminares de Porto et al. (2013) demonstraram o efeito do sistema âncora em tarefas de equilíbrio que tinham a base de suporte (pés em posição paralela e tandem) e a orientação segmentar (braços a frente e laterais ao corpo) manipuladas. A relativa melhora do sistema postural foi ampliada quando localização do sistema âncora na superfície de apoio em relação ao corpo foi do tipo perpendicular (posicionamento “tripé”). A relação perpendicular se traduz em vantagens ao sistema postural por causa do contraste oferecido ao organismo, que compara as duas referências externas com a posição do corpo a fim de atualizar o sistema postural. Além disso, uso do sistema âncora confere um contexto com grande número de graus de liberdade para o movimento das mãos, punhos e outras articulações distais. Essa expansão da exploração possibilita melhor detecção e utilidade pelo sistema háptico com objetivo de estabilidade postural.

Esses resultados indicam que ferramentas (não-rígidas) podem auxiliar potencialmente indivíduos que apresentam limitações no controle da postura e na realização de suas atividades diárias de forma funcional e independente (FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; MAUERBERG-DECASTRO, 2004). Considerando que pequenas oscilações sejam mais rapidamente captadas pela tensão dos cabos, do que por outros sistemas sensoriais que necessitariam, possivelmente, de uma quantidade de deslocamento corporal maior, o tato ativo oferecido por esta ferramenta permite o aperfeiçoamento do sistema háptico para a orientação espacial do corpo, o que parece facilitar a detecção mais rápida do desequilíbrio (JEKA, 1997).

## ***2.2 Invariância***

Dentre os problemas que o sistema de controle postural tem que resolver durante a manutenção de uma posição corporal, um deles reside no fato de que as forças atuantes nos segmentos corporais não são constantes, especialmente quando uma pessoa maneja um objeto. As propriedades físicas de um objeto, juntamente com os movimentos da pessoa, produzem torques e forças que variam no decorrer da exploração, assim como a variação de movimentos associados às deformações teciduais durante o uso e a exploração desse recurso (WAGMAN; CARELLO, 2003, CARELLO; TURVEY, 2004).

Elementos invariantes não sofrem transformação ou caso ocorra, esta é regular, mantendo relação direta com as propriedades as quais eles especificam. A detecção desses elementos emerge sob dois pontos de vista: 1- físico: relacionado a propriedades físicas do objeto e /ou segmentos corporais, tomadas como informação pelo sistema e 2- perceptuais: onde sua representação é comportamental (GIBSON, 1966; MICHAELS; CARELLO, 1981).

Trata-se de sistemas distintos e complementares. Um exemplo disso, é o experimento de Cabe et al. (2012), em que participantes demonstraram habilidade em estimar a localização de um objeto (próximo ou distante) quando puxavam uma corda presa a um peso usando os dedos. Enquanto o indivíduo movimenta a corda para estimar a distância do objeto, acontece captação das propriedades invariantes (por meio da vibração, inércia, momento de inércia, etc) oferecidas pela estrutura espaço-temporal do ambiente (físicas). Ao mesmo tempo, a transformação sobre o ambiente que cerca o indivíduo mantém estas mesmas propriedades em questão (perceptualmente) constantes ou invariantes. Michaels e Carello (1981) conceituam essa invariância como constância perceptual (CABE, 2011; GIBSON, 1966; CARELLO; TURVEY, 2004; MICHAELS; CARELLO, 1981).

De acordo com Gibson (1986), o ambiente disponibiliza padrões informativos que permitem a percepção do indeterminado número de propriedades que configuram a realidade. Um deles é o de invariância, classificada em dois tipos: 1- estrutural; em que se estabelecem as propriedades dos objetos, tais como solidez e liquidez, e também aspectos referentes à visão, audição, olfato e tato, sentidos vitais ao organismo e também do eixo vertical, tendo como referência a força da gravidade. 2- transformacional; que se estabelece no movimento, nas mudanças experimentadas pelo organismo. Um exemplo da preservação da característica invariante do movimento é citado por Johansson (1973), quando por meio de fixação de pontos luminosos em determinadas articulações corporais ele demonstrou que o movimento foi determinante para o reconhecimento do corpo humano, o que dificilmente aconteceria se a posição permanecesse estática. Uma vez percebidas, ambas as invariantes propiciam disposições para a ação.

A percepção das propriedades dos objetos decorre da interação entre o organismo e o mundo externo, isto faz com que a informação disponível no meio ambiente permita ao organismo detectar parâmetros invariantes relevantes para o seu desenvolvimento e desempenho (GIBSON, 1966). Gibson (1986) argumenta que a informação presente nesta interação é realçada no contraste entre as variâncias e invariâncias (torque, inércia, momentos de inércia) detectadas pelo organismo durante a percepção-ação. Entretanto, são as instâncias invariantes que constituem os processamentos informativos orientadores de estruturas e

transformação de eventos e objetos. O clássico experimento de percepção constância e tamanho exemplifica este processo. Pois, as propriedades dos objetos são julgadas de forma correta, independentemente da posição que os mesmos ocupam no espaço. O fato é que o tamanho percebido não segue regularmente as mudanças da projeção na retina, já que o tamanho da imagem retiniana diminui à medida que aumenta a distância entre o objeto e os olhos (EPSTEIN; PARK; CASEY, 1974; SILVA; MACEDO, 1981).

Uma das formas de interação organismo-ambiente se dá pelo toque dinâmico (combinação de percepção com desempenho). Determinar os elementos invariantes que são pertinentes para perceber propriedades dos objetos usando este recurso (toque dinâmico) é um exemplo proeminente do enfoque da invariância que segue a perspectiva de Turvey e colaboradores e sua teoria, que será abordada a partir de agora.

Turvey et al. (1981, 1996) afirmam que a relação entre elementos invariantes, quer seja de um objeto/segmento corporal, quer seja pela percepção, é uma importante fonte de informação para o sistema de ação. A exploração dinâmica ao gerar movimento provoca deformação nos tecidos que, de acordo com princípios e leis físicas, proporciona informação perceptual relevante (SOLOMON; TURVEY, 1988; TURVEY, 1996; CARELLO; TURVEY, 2000).

Os parâmetros invariantes por meio da exploração dinâmica definem ainda o quanto de movimento linear ou angular está associado a uma determinada força ou torque do corpo e seus segmentos ou sobre o objeto. Parâmetros invariantes estão estreitamente ligados à distribuição de massa dos objetos e dos segmentos corporais. Os movimentos entre segmentos corporais que acontecem durante diversas atividades são sempre rotacionais, sobrevivendo a uma ou mais articulações. Assim, as deformações teciduais observadas durante estes movimentos estão intimamente relacionadas com a dinâmica rotacional dos segmentos do corpo (SOLOMON; TURVEY; BURTON, 1989; CARELLO; TURVEY, 2000).

A resistência às alterações na velocidade ou aceleração de movimentos rotatórios sobre um determinado eixo é denominada na física como momento de inércia. Essa resistência aos movimentos rotatórios depende da quantidade de massa e da distância entre o centro de massa do objeto e o ponto de rotação e, portanto, compõem fonte de informação a respeito de propriedades, tais como comprimento, largura, forma e orientação (TURVEY, et al., 1981; CARELLO et al., 2008; CARELLO; TURVEY, 2004; PAGANO; FITZPATRICK; TURVEY, 1993; TURVEY et al., 1992, TURVEY et al., 1981; WINTER, 1990; PAGANO et al., 1993; WAGMAN; CARELLO, 2001; CARELLO; TURVEY, 2004; WAGMAN;

CARELLO, 2004; CARELLO et al., 2008) CARELLO et al., 2008; CARELLO; TURVEY, 2004; SOLOMON; TURVEY, 1988; PAGANO; FITZPATRICK; TURVEY, 1993).

Carello et al. (2008) investigaram se a percepção muscular das propriedades espaciais dos membros superiores restringe o padrão, período e magnitude das forças exercidas durante a execução de atividades motoras ao manejar um martelo para discriminar (sem informação visual) uma ou mais das suas propriedades (comprimento total e parcial do cabo, e extensão do cabo em que a mão fez contato). Os resultados demonstraram que os indivíduos foram sensíveis às propriedades inerciais dos objetos, orientando seu julgamento a respeito da posição ou tamanho do material. Isso demonstra que as percepções não visuais de um objeto e outras propriedades baseiam-se nos momentos de distribuição da massa do mesmo, uma vez que o senso muscular também registra dados inerciais, a informação permanece inalterada.

Ao segurar um objeto, existe conjuntamente a percepção de aspectos do objeto e a percepção de como os segmentos do corpo são orientados em relação ao mesmo, e vice-versa (TURVEY, 1992). Embora segurar um objeto firmemente com a mão para realizar tarefas de manipulação e alcance envolva, isoladamente ou em combinação, as articulações dos membros superiores, a mão é sempre a mais utilizada.

Em 1993, Pagano et al., realizaram alguns experimentos em um único estudo para investigar a percepção da distância alcançável com uma haste. Estes objetivaram determinar se um objeto é percebido como sendo do mesmo comprimento quando alcançado pela ponta distal de uma haste usando movimentos do punho, cotovelo e ombro (experimento 1) ou somente punho e cotovelo (experimento 2). Neste mesmo estudo, outras duas investigações direcionaram-se para a percepção quando os movimentos ocorreram simultaneamente em todas as articulações, comparado ao movimento em apenas uma articulação. Os resultados destes experimentos revelaram que a percepção da distância ao alcançar com uma haste permaneceu invariável ao longo dos diferentes pontos de contato (punho, cotovelo e ombro), independente se as articulações fossem usadas isoladas ou simultaneamente.

Tarefas posturais que se aproximam do contexto de invariância fizeram suas investigações usando o paradigma do toque leve. Krishnamoorthy, Slijper e Latash (2002), em um conjunto de interessantes experimentos, compararam os efeitos do toque leve em três diferentes áreas corporais: dedo indicador, cabeça e pescoço. O dedo fez contato direto com a superfície de suporte, o toque na cabeça e pescoço foi feito por uma barra na região temporal e no músculo esternocleidomastóideo no nível de C4 respectivamente. Os autores garantem que a força aplicada para os três toques foram menores que 1 N. Os resultados evidenciaram que, em geral, o toque na cabeça e pescoço foram mais eficazes em diminuir a oscilação

corporal comparado ao toque com o dedo. A diferença potencialmente importante entre os locais de toque é a resolução de informação cutânea que difere nos tipos de receptores do dedo e cabeça/pescoço (JOHANSON; VALLBO; WESTLING, 1980; GARDNER 1988). Enquanto a pele na ponta dos dedos contém uma densa rede de rápida adaptação sensorial, a pele da cabeça e pescoço é infundida principalmente com os receptores sensíveis à tensão, particularmente às mudanças nas forças de cisalhamento (NORRSELL; OLAUSSON, 1994; NORRSELL; BACKLUNDT; GOTHNER, 2001). Além disso, cabeça e pescoço oferece informação direta acerca de possíveis desvios do tronco a partir da posição vertical, dada a origem proximal da estimulação.

Johannsen; Wing e Hatzitaki (2012) compararam os efeitos do toque leve em duas áreas corporais: dedo indicador e ombro, e dois posicionamentos dos pés: bípede (normal) e tandem. Na tarefa, dois indivíduos ficavam lado a lado um com o antebraço pronado e o outro com o antebraço supinado, fazendo então o contato leve entre as pontas dos dedos indicadores. Para o contato com o ombro, mantiveram as faces laterais destes em contato. Os autores observaram redução da oscilação corporal quando o toque aconteceu com o dedo para a posição bípede (normal) e com ombro para a posição tandem. Os mesmos reforçam que dada à exigência de controle e precisão da oscilação corporal para manter a posição tandem, o contato com o ombro restringe o indivíduo de ficar tão “ativo” para compensar o menor número de graus de liberdade postural dessa origem mais proximal.

Atividades manipulatórias, principalmente as que envolvem ferramentas e instrumentos, dependem diretamente da percepção háptica e do controle eficiente de forças musculares, forças não musculares e forças reativas que emergem da interação entre o organismo e o ambiente (NEWELL, 1984, TURVEY et al., 1998). Newell, Van Emmerik e McDonald (1989) apontam que as três fontes gerais de restrição para a ação (i.e., o ambiente, o organismo e a tarefa) combinam-se entre si, e a coordenação e o controle emergem no sistema e especificam um ótimo padrão de coordenação e controle.

Em concordância com essas afirmações, Mauerberg-deCastro (2004) diz que a percepção háptica envolvida no uso de elementos não-biológicos possibilita ao indivíduo fazer contatos diretos com o mundo e explorar o ambiente por meio de ferramentas (cabos rígidos ou flexíveis) proporcionando uma espécie de acoplamento entre animal e ambiente. O uso de ferramentas rígidas, assim como não-rígidas é um excelente exemplo de como humanos podem, por meio do sistema háptico, detectar indiretamente informação sobre texturas, dimensões e orientação de estímulos, não apenas através de seus “detectores biológicos” (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2003, p. 10).



### **3. JUSTIFICATIVA**

Tendo em vista o melhor entendimento do funcionamento do controle postural e a contribuição do sistema háptico para este tipo de controle, e da invariância física/perceptual por meio do toque dinâmico, a justificativa deste estudo fundamenta-se em testar a utilidade do paradigma “âncora” para melhora do controle postural quando anexado a diferentes pontos de contato corporal, e na orientação segmentar sob a ausência da informação visual e restrição da base de suporte. A compreensão do funcionamento de sistemas perceptivos, sua influência sobre o controle postural, e a possibilidade de utilização de uma ferramenta alternativa que auxilie grupos específicos—a exemplo de amputados que poderiam se beneficiar da utilização do sistema âncora neste contexto—são a motivação deste estudo.

## **4. OBJETIVOS**

### ***4.1 Objetivo geral***

Verificar se, durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural, diferentes pontos de contato corporal e orientação segmentar mantêm invariância na sensibilidade háptica.

### ***4.2 Objetivos específicos***

- Analisar o efeito do sistema âncora no controle postural.
- Verificar a contribuição do sistema âncora no controle postural quando anexado em três diferentes pontos de contato corporal dos membros superiores (mãos, punhos e cotovelos).
- Investigar se a orientação dos membros superiores (lateralizado e anteriorizado) em relação à base de suporte possui influência no controle postural na posição ereta em tandem.



## **5. HIPÓTESES ALTERNATIVAS**

- 1- O uso do sistema âncora promove atenuação nos níveis de instabilidades postural.
- 2- Os efeitos de atenuação nos níveis de instabilidades postural não são alterados conforme o ponto de contato com o sistema âncora, portanto, há invariância.
- 3- O uso do sistema âncora na posição lateral dos braços gera menor instabilidade postural, devido à formação ortogonal de posicionamento.

## 6. MÉTODO

### 6.1. Participantes

Participaram do estudo 29 voluntários (14 homens e 15 mulheres), universitários, fisicamente ativos, na faixa etária entre 18 e 35 anos da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, campus de Rio Claro. Destes, 27 são destros e 2 sinistros. A amostra utilizada segue o paradigma de conveniência que, segundo Vieira (1980), caracteriza-se por reunir elementos disponíveis de determinado local ou região.

O projeto foi encaminhado para o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus de Rio Claro, recebendo parecer favorável nº 054/2013 (ANEXO A). Os participantes foram solicitados a assinar o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A) para a participação no estudo.

### 6.2. Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo os voluntários que não apresentaram dor, ou lesão grave (musculares e ligamentares) em tecidos moles nos seis meses antecedentes ao estudo, e sem alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias. Concordar em participar do estudo, assinando o termo de consentimento.

#### 6.2.1 Critérios de exclusão

Participantes que não contemplaram os critérios de inclusão do estudo citados acima ou que não conseguiram completar a tarefa satisfatoriamente.

Dois participantes foram excluídos. O primeiro, pela restrição visual não conseguiu manter-se sobre a trave de equilíbrio (relatou ter labirintite). O segundo, não conseguia manter as cargas do sistema âncora em contato com o solo.

### 6.3. Equipamentos e materiais

Para a realização do estudo foi utilizada uma plataforma de força (AMTI, AccuGait, Watertown, MA, EUA ) com frequência de aquisição de 120 Hz, que forneceu dados cinéticos (i.e., oscilação do centro de pressão, COP). Nela foi registrado o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e as amplitudes na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) (DUARTE, FREITAS, 2010).

O sistema âncora foi composto por dois cabos flexíveis (cordas de nylon) fixados nas extremidades distais em células de carga (EMG System) com frequência de aquisição de 60

Hz para cada canal. As células de carga foram ambas sincronizadas com a plataforma de força. Os cabos foram presos por um clipe em uma alça de velcro nas porções do punho e do cotovelo.

O *software Balance Clinic* foi utilizado para processar os sinais da plataforma de força e cálculo de variáveis cinéticas. O programa *Microsoft Excel* foi utilizado para processar cálculos das variáveis do estudo e o *software Matlab* para análise dos dados do COP e interpolar os dados fornecidos pelas células de carga. As condições das tarefas de equilíbrio foram realizadas em uma trave de equilíbrio medindo 10 cm de altura, por 10 cm de largura e 1 metro de comprimento. Todas as tarefas deste estudo foram realizadas com olhos vendados com os participantes utilizando óculos plásticos com as lentes pintadas de preto.

#### 6.4. Procedimentos na tarefa

Para avaliar o impacto do uso do sistema âncora em indivíduos jovens saudáveis foi necessário criar uma condição postural que gerasse instabilidade, já que na posição de pés paralelos e afastados o impacto do sistema âncora seria insignificante. Dessa forma, optamos por criar uma instabilidade postural colocando os indivíduos na posição tandem.

A tarefa consistiu na permanência do participante por 30 s sobre uma trave de equilíbrio apoiada sobre a plataforma de força, simultaneamente ao uso do sistema âncora, com os olhos vendados.

As condições experimentais compreenderam os pés na posição *tandem*, com o pé direito atrás e hálux encostado no calcanhar esquerdo (Figura 1). O sistema âncora foi anexado em uma alça específica de velcro e fixado por um clipe (Figura 2) em dois pontos de contato corporal dos membros superiores: 1) punho e 2) cotovelo, a mão fez contato direto com a âncora. Os braços foram orientados anteriormente ao corpo com os braços estendidos mantendo o alinhamento na largura da cintura escapular (Figura 3) e lateralmente ao corpo com os braços estendidos (Figura 4). Para as combinações de posicionamentos os braços mantiveram-se abduzidos (condições laterais) e flexionados (condições anteriores) em torno de 70°/80° em relação ao tronco.



Figura 1- pés em tandem



Figura 2- Fixação com clipe na alça de velcro

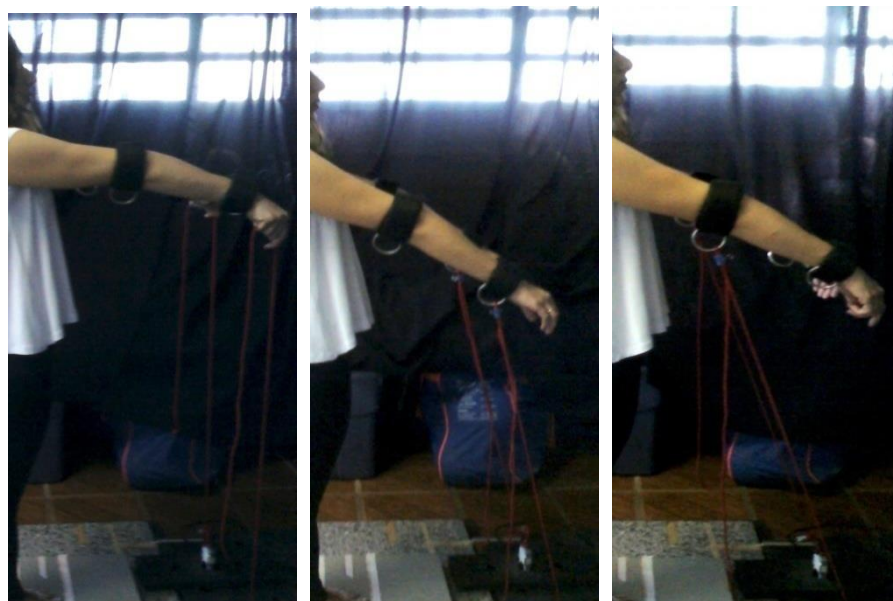


Figura 3- Pontos de contato com braço anterior

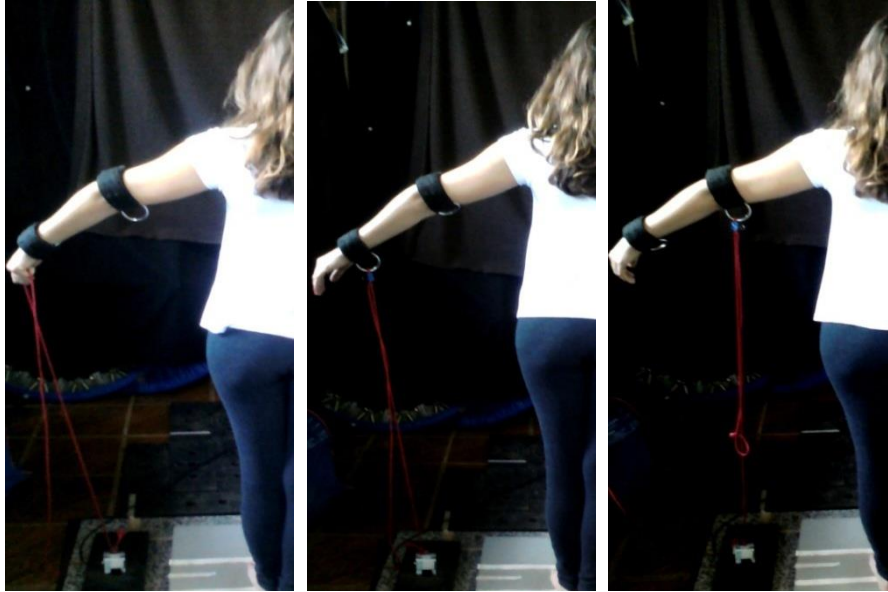


Figura 4- Pontos de contato com braço lateral

A combinação entre posicionamento dos pés, pontos de contato/fixação corporal e orientação segmentar ficou a seguinte:

- Pés em *tandem*: mão, punho e cotovelo orientados anteriormente ao corpo. Plano de orientação paralelo (| |)
- Pés em *tandem*: mão, punho e cotovelo orientados lateralmente ao corpo. Plano de orientação ortogonal (+)

Além disso, nas condições sem âncora os participantes foram solicitados a permanecer com os membros superiores na posição em que eles seguravam as âncoras.

O sistema âncora foi fixado em duas células de carga unidimensionais, uma de cada lado. Estas estavam fixas em duas anilhas retangulares de 8 kg, para garantir que não houvesse deslocamentos na superfície (Figura 5). As anilhas com as células de carga foram posicionadas à frente e lateralmente a plataforma de força, de forma que a célula de carga emparelhasse com a borda anterior e lateral da mesma. A célula de carga permitiu mensurar a força durante o manuseio do sistema âncora.

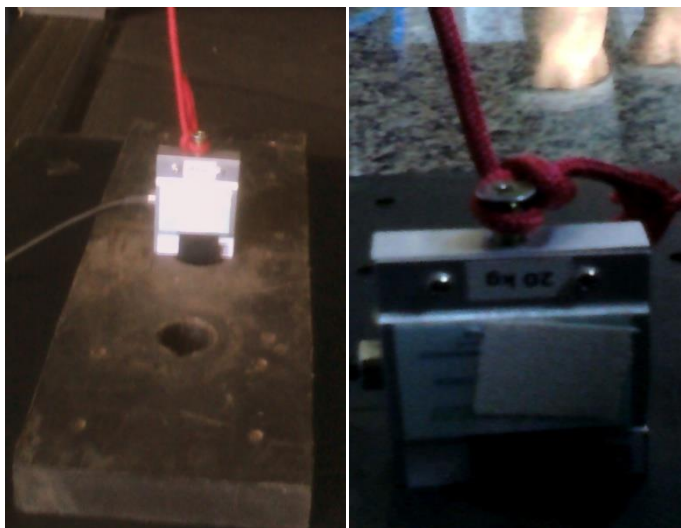


Figura 5- Fixação sistema âncora na célula de carga

### 6.5. Coleta de dados

A coleta foi dividida em dois encontros, com dias seguidos. No primeiro encontro, os participantes realizaram o preenchimento de TCLE, e as condições controle das tarefas de equilíbrio: sem o uso do sistema âncora. Duas tentativas de 30 segundos foram coletadas. No segundo encontro, os participantes foram submetidos às condições experimentais, com o sistema âncora, que foi seguro com a mão, e fixados no punho e no cotovelo. Duas tentativas de 30 segundos para cada condição foram coletadas, com intervalo de 1 minuto entre as tentativas. A ordem das condições foi randomizada.

A altura das cargas foi regulada pelos próprios participantes de acordo com a sua altura. Os participantes eram instruídos para que mantivessem os cabos sempre esticados e se preciso levemente puxados quando a instabilidade aumentasse. Movimentos discretos de flexo/extensão, abdução/adução do ombro, flexo/extensão, pronosupinação e desvio rádio-ulnar do cotovelo e flexo/extensão, abdução/adução do punho foram permitidos para que os participantes mantivessem e/ou retomassem o equilíbrio, desde que não retirassem os pés da trave. Caso isso acontecesse, a tentativa era cancelada e realizada outra tentativa.

Como medida de segurança cada participante foi auxiliado pelo experimentador que o ajudou no posicionamento sobre a plataforma e trave de equilíbrio durante o experimento. De acordo com o julgamento do experimentador, auxílio mecânico foi oferecido durante a tarefa quando uma perturbação significativa ao equilíbrio do participante pudesse resultar em queda. Quando isso aconteceu, a tentativa foi repetida.

Foram coletadas as posições semi-tandem (pés em contato direto com a plataforma de força) e pés paralelos (sobre a trave de equilíbrio posicionada apoiada sobre a plataforma de força) que foram descartadas posteriormente.

#### 6.6. *Análise de dados*

A partir dos dados das forças de reação do solo e dos momentos, o posicionamento do COP foi calculado nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML), e posteriormente analisadas as seguintes variáveis relacionadas ao COP: comprimento total (CT), amplitude média de oscilação mediolateral (AMO-ml). Estas variáveis refletem os níveis de estabilidade postural (KIM, FERDJALLAH, HARRIS, 2009). Para as respostas posturais de regulação foi observada a variável de velocidade média no sentido mediolateral (VM-ml) do COP (MAKI, 1990).

Descrição detalhada das variáveis e sua mensuração:

1. Comprimento total do COP: Foi calculada a soma dos deslocamentos nas direções (AP e ML) do COP durante o tempo total de cada tentativa.
2. Velocidade média do CP: Calculado para direção (ML) o deslocamento total do COP dividido pelo tempo de cada tentativa.
3. Amplitude média do COP: Calculada para direção (ML) através do desvio padrão do deslocamento do COP para cada intervalo de 2s. Em seguida, foi calculada a média para todos os intervalos.

A filtragem do sinal foi realizada através de filtro digital de Butterworth, 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 5 Hz.

O processo de análise de dados consistiu na exportação dos dados brutos do COP obtidos pelo *software Balance clinic* a uma frequência de aquisição de 120 Hz. Em seguida, foram processadas pelo *software Matlab*. A média das 2 tentativas de cada condição para cada variável foi realizada para posterior análise estatística.

As células de carga informaram a magnitude de força de tração no manejo das hastes flexíveis do sistema âncora em Newton (N). Os dados fornecidos pelas células de carga foram interpolados para gerar uma série de 120 Hz pelo *software Matlab*, uma vez que cada célula de carga forneceu os dados em uma frequência máxima de 60 Hz.

Após a interpolação estes dados foram importados pelo Excel, para cálculo da média e pico máximo da força de tração. Para isso foram consideradas as 2 tentativas de cada

condição experimental para ambas as variáveis. Sendo o canal 1 referente à mão direita e o canal 2 a mão esquerda.

#### *6.7. Análise estatística*

As variáveis do COP (CT, AMO-ml, VM, ml) foram submetidas à análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas seguindo o modelo para um fator.

- 2 tarefas (com âncora x sem âncora);
- 3 pontos de contato (mão x punho x cotovelo);
- 2 planos de orientação (paralelo x ortogonal).

Para as variáveis das células de carga (média da força de tração e pico máximo de tração), utilizou-se a análise de variância (ANOVA) para dois fatores.

- 3 pontos de contato (mão, punho e cotovelo) x 2 lados (direito e esquerdo).

Testes a posteriori de Bonferroni para os efeitos principais encontrados e tamanho do efeito usando o parâmetro Eta-squared (ETA) ( $\eta^2$ ) foram aplicados para as variáveis do COP (CT, AMO-ml, VM-ml) e das células de carga. De acordo com Thalheimer e Cook (2002), efeito com a magnitude 0,8 é considerado grande, 0,5 médio ou moderado, e 0,2 pequeno. O nível de significância para todas as análises foi definido como 0,05.



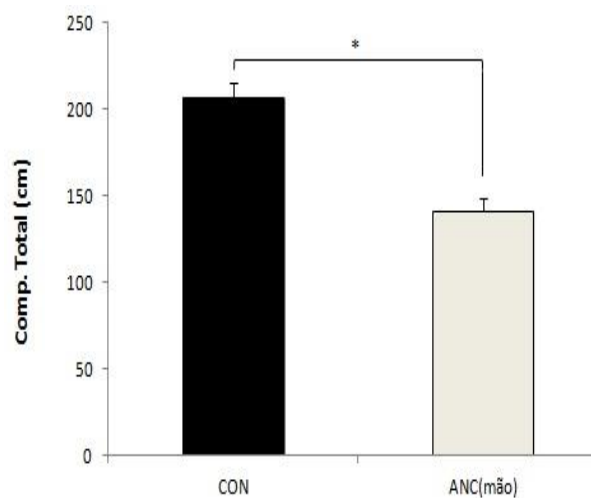
## 7. RESULTADOS

### 7.1. Efeitos da ancoragem

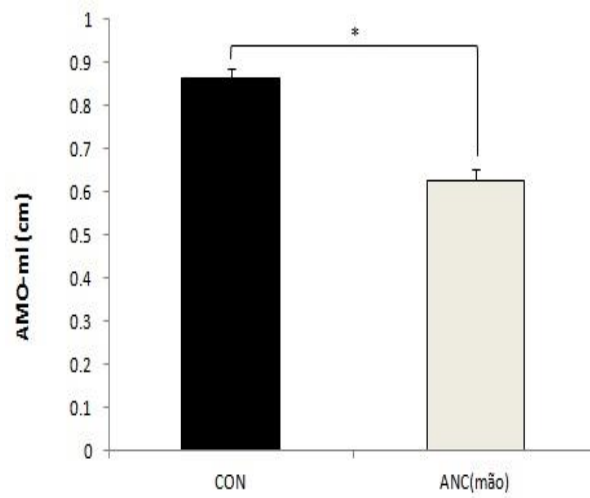
A análise do efeito da ancoragem incluiu comparações entre as condições sem o uso do sistema âncora (controle (CON)) e as com o uso da âncora pelas mãos no plano de orientação ortogonal (braços ao lado do corpo e pés em tandem) para todas as variáveis selecionadas do COP (i.e., CT, AMO, e VM). O objetivo aqui foi determinar se a magnitude de oscilação total (através do CT do COP) e magnitude de oscilação nos dois planos de movimento, anteroposterior e mediolateral se alteram devido à ancoragem com o sistema âncora. A terceira variável, VM, foi utilizada para determinar mecanismos regulatórios durante a execução das tarefas.

O resultado da ANOVA de um fator para a variável CT mostrou efeito significativo para o fator tarefa ( $F_{1,28} = 96,98$ ;  $p \leq 0,01$ ;  $\eta^2=0,77$ ). O uso do sistema âncora causou uma diminuição na magnitude total de oscilação corporal ( $\bar{x} = 141,15$  cm,  $\pm 7,8$ ), em comparação com a condição sem uso da âncora ( $\bar{x} = 207$  cm,  $\pm 8,0$ ) (Figura 6). O mesmo comportamento ocorreu para as variáveis AMO-ml ( $F_{1,28} = 79,52$ ;  $p \geq 0,01$ ;  $\eta^2=0,74$ ) com âncora ( $\bar{x} = 0,86$  cm,  $\pm 0,02$ ), sem âncora ( $\bar{x} = 0,62$  cm,  $\pm 0,02$ ) (Figura 7) e VM-ml ( $F_{1,28} = 97,07$ ;  $p \geq 0,01$ ;  $\eta^2=0,77$ ) com âncora ( $\bar{x} = 4,82$  cm,  $\pm 0,18$ ), sem âncora ( $\bar{x} = 3,27$  cm,  $\pm 0,19$ ) (Figura 8).

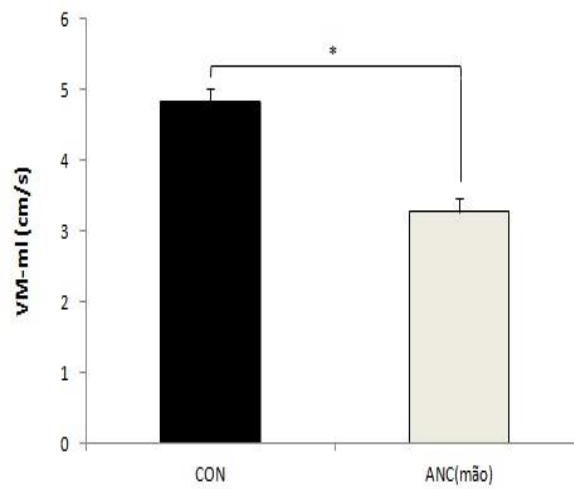
A hipótese referente à redução da oscilação corporal com o uso do sistema âncora foi confirmada através dos resultados das variáveis mensuradas neste estudo.



**Figura 6.** Medida do comprimento total do COP (cm) na tarefa de controle postural sem o uso do sistema âncora (CON) e com o sistema âncora (ANC) com ponto de contato na mão. Barras representam o erro padrão da média. \*  $p \leq 0.05$ .



**Figura 7.** Amplitude média de oscilação mediolateral (AMO-ml) na tarefa de controle postural sem o uso do sistema âncora (CON) e com o sistema âncora (ANC) com ponto de contato na mão. Barras representam o erro padrão da média. \*  $p \leq 0.05$ .



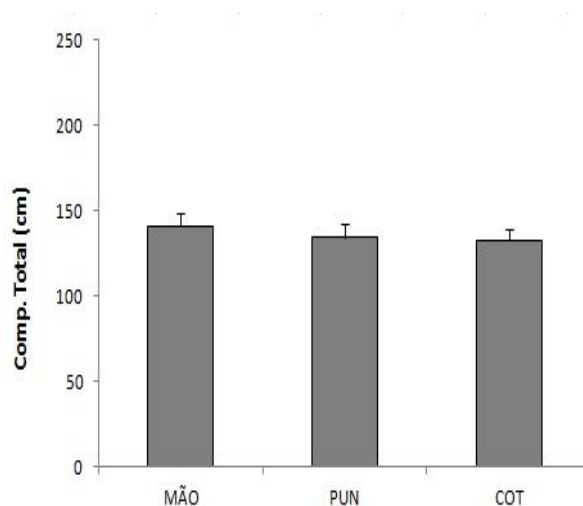
**Figura 8.** Velocidade média de oscilação mediolateral (VM-ml) na tarefa de controle postural sem o uso do sistema âncora (CON) e com o sistema âncora (ANC) com ponto de contato na mão. Barras representam o erro padrão da média. \*  $p \leq 0.05$ .

### 7.2. Efeitos do ponto de contato corporal

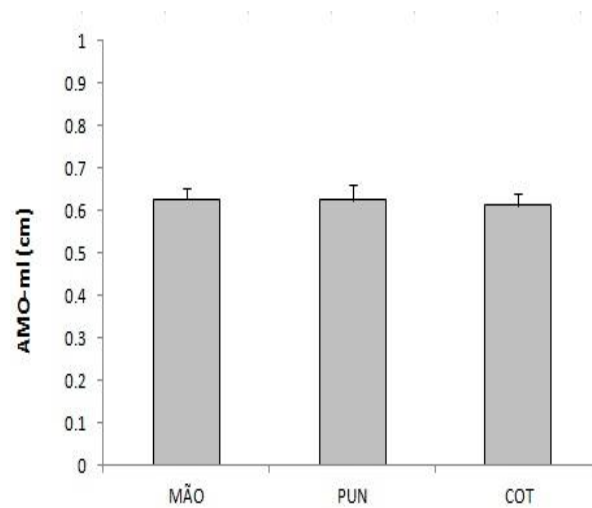
A análise do efeito do ponto de contato corporal (mão, punho e cotovelo) com sistema âncora foi baseada na tarefa no plano de orientação ortogonal (braços ao lado do corpo). Esta análise foi feita para as 3 variáveis dependentes (i.e., CT, AMO, e VM) com o objetivo de determinar se a magnitude de oscilação total (através do CT) e magnitude de oscilação nos dois planos de movimento mediolateral, alteram devido aos pontos de contato corporal com o sistema âncora. A terceira variável foi utilizada para determinar mecanismos regulatórios.

O resultado referente ao CT pela ANOVA de um fator não revelou efeito para o fator ponto de contato ( $F_{1,28} = 2,15$ ;  $p = 0,12$ ;  $\eta^2 = 4,30$ ) para a magnitude total de oscilação corporal. Mão ( $\bar{x} = 141,15$  cm,  $\pm 7,8$ ), punho ( $\bar{x} = 134,35$  cm,  $\pm 8,1$ ) e cotovelo ( $\bar{x} = 132,77$  cm,  $\pm 6,9$ ) (Figura 9). O mesmo comportamento ocorreu para as variáveis AMO-ml ( $F_{1,28} = 0,45$ ;  $p = 0,63$ ;  $\eta^2 = 0,01$ ) mão ( $\bar{x} = 0,62$  cm,  $\pm 0,02$ ), punho ( $\bar{x} = 0,62$  cm,  $\pm 0,03$ ) e cotovelo ( $\bar{x} = 0,62$  cm,  $\pm 0,02$ ) (Figura 9) e VM-ml ( $F_{1,28} = 1,07$ ;  $p = 0,35$ ;  $\eta^2 = 0,37$ ) mão ( $\bar{x} = 3,27$  cm,  $\pm 0,19$ ), punho ( $\bar{x} = 3,12$  cm,  $\pm 0,20$ ) e cotovelo ( $\bar{x} = 3,15$  cm,  $\pm 0,19$ ) (Figura 10).

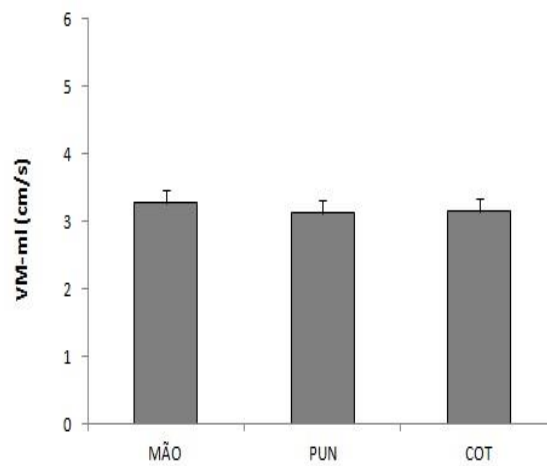
A hipótese inicial referente à detecção da invariância das propriedades físicas do objeto manipulado (i.e., torque, inércia e momentos de inércia) se refletiu completamente no comportamento postural. O ponto de contato corporal com o sistema âncora não causou modificações nas variáveis mensuradas neste estudo.



**Figura 9. Medida do comprimento total do COP (cm) na tarefa de controle postural com o sistema âncora com ponto de contato/fixação na mão (MÃO), no punho (PUN) e no cotovelo (COT). Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0,05$ .**



**Figura 10.** Amplitude média de oscilação mediolateral (AMO-ml) na tarefa de controle postural com o sistema âncora com ponto de contato/fixação na mão (MÃO), no punho (PUN) e no cotovelo (COT). Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .

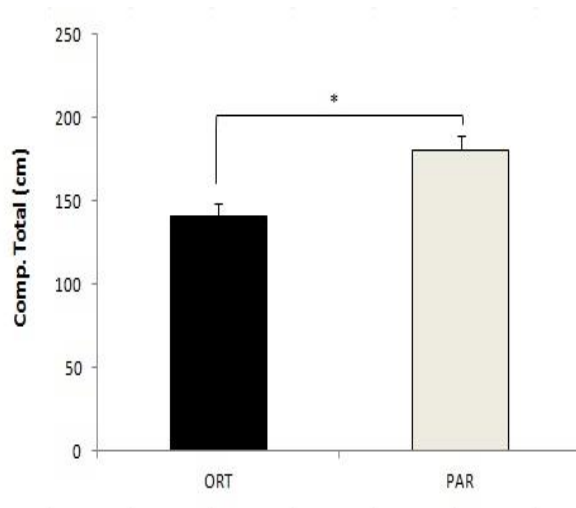


**Figura 11.** Velocidade média de oscilação mediolateral (VM-ml) na tarefa de controle postural com o sistema âncora com ponto de contato/fixação na mão (MÃO), no punho (PUN) e no cotovelo (COT). Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .

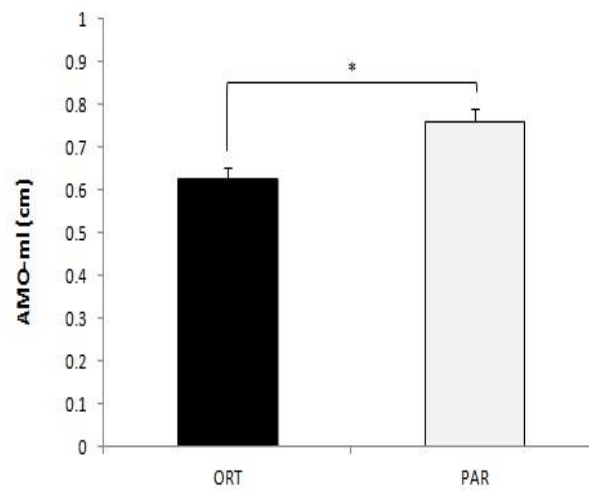
### 7.3. Efeitos da orientação segmentar dos braços (anterior e lateralmente ao corpo)

Para a análise do efeito da orientação segmentar foram comparadas as condições em que o braço foi posicionado à frente do corpo (orientação paralela) versus ao lado do corpo (orientação ortogonal) durante o uso do sistema âncora pelas mãos com os pés na posição tandem. As variáveis selecionadas do COP (i.e., CT, AMO, e VM) objetivaram determinar se a magnitude de oscilação total (através do CT) e magnitude de oscilação no plano de movimento mediolateral alteram devido à mudança na orientação do braço durante a ancoragem. A terceira variável foi utilizada para determinar mecanismos regulatórios.

Para a variável CT, a ANOVA de um fator mostrou efeito significativo para o fator plano de orientação ( $F_{1,28} = 26,12$ ;  $p \leq 0,01$ ;  $\eta^2=0,48$ ). O uso da âncora gerou menor nível de oscilação na magnitude total de oscilação corporal quando os braços estavam ao lado do corpo (ortogonal) ( $\bar{x} = 141,15$  cm,  $\pm 7,8$ ) comparado ao braço à frente (paralela) ( $\bar{x} = 180,57$  cm,  $\pm 8,4$ ) (Figura 12). O mesmo comportamento ocorreu para as variáveis AMO-ml ( $F_{1,28} = 22,78$ ;  $p \leq 0,01$ ;  $\eta^2=0,45$ ), ortogonal ( $\bar{x} = 0,62$  cm,  $\pm 0,02$ ), paralelo ( $\bar{x} = 0,76$  cm,  $\pm 0,02$ ) (Figura 13) e VM-ml ( $F_{1,28} = 33,88$ ;  $p \leq 0,01$ ;  $\eta^2=0,55$ ), ortogonal ( $\bar{x} = 3,27$  cm,  $\pm 0,19$ ), paralelo ( $\bar{x} = 4,15$  cm,  $\pm 0,15$ ) (Figura 14).

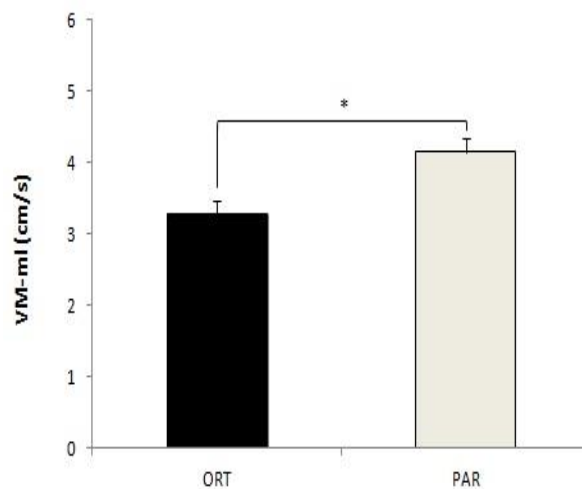


**Figura 12.** Medida do comprimento total do COP (cm) na tarefa de controle postural com o sistema âncora fixado nas mãos anterior (PAR) e lateralmente (ORT) ao corpo. Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .



**Figura 13.** Amplitude média de oscilação mediolateral (AMO-ml) na tarefa de controle postural com o sistema âncora fixado nas mãos anterior (PAR) e lateralmente (ORT) ao corpo. Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .

A hipótese inicial referente à redução da oscilação corporal com o sistema âncora mediante a formação de uma relação de ortogonalidade entre base de suporte e orientação segmentar foi aceita com base nos resultados das variáveis mensuradas neste estudo.



**Figura 14.** Velocidade média de oscilação mediolateral (VM-ml) na tarefa de controle postural com o sistema âncora fixado nas mãos anterior (PAR) e lateralmente (ORT) ao corpo. Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .

## 7.2 Variáveis da célula de carga

A análise das duas variáveis dependentes (média da força de tração e pico máximo de tração) foi baseada no uso do sistema âncora pelas mãos, punhos e cotovelos na orientação ortogonal (braços ao lado do corpo).

Para a variável média de força de tração a ANOVA de dois fatores (3 pontos de contato (mão, punho e cotovelo) x 2 lados (direito e esquerdo)) com medidas repetidas mostrou efeito significativo para o fator ponto de contato ( $F_{1, 28} = 3,05$ ;  $p = 0,04$ ;  $\eta^2 = 0,21$ ), lado ( $F_{1, 28} = 11,51$ ;  $p \leq 0,01$ ;  $\eta^2 = 0,47$ ). Não houve interação significativa ( $F_{1, 28} = 0,08$ ;  $p = 0,91$ ;  $\eta^2 = 0,00$ ). O teste *post hoc* de Bonferroni revelou efeito significativo entre lados para todos os pontos de contatos. A mão ( $p = 0,05$ ), direita ( $\bar{x} = 2,6 \text{ N}$ ,  $\pm 1,92$ ) utilizou maiores valores de força de tração em relação à esquerda ( $\bar{x} = 1,8 \text{ N}$ ,  $\pm 1,10$ ). O mesmo comportamento seguiu para o punho ( $p = 0,012$ ), direito ( $\bar{x} = 3,5 \text{ N}$ ,  $\pm 1,44$ ) e esquerdo ( $\bar{x} = 2,1 \text{ N}$ ,  $\pm 1,15$ ) e cotovelo ( $p = 0,04$ ), direito ( $\bar{x} = 3,5 \text{ N}$ ,  $\pm 1,58$ ) e esquerdo ( $\bar{x} = 2,5 \text{ N}$ ,  $\pm 1,71$ ) (Figura 15).

Para a variável pico máximo de força de tração a ANOVA *two-way* (3 pontos de contato (mão, punho e cotovelo) x 2 lados (direito e esquerdo)) com medidas repetidas mostrou efeito significativo para o fator ponto de contato ( $F_{1, 28} = 6,08$ ;  $p \leq 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,31$ ), lado ( $F_{1, 28} = 17,37$ ;  $p \leq 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,57$ ). Não houve interação significativa ( $F_{1, 28} = 0,09$ ;  $p = 0,91$ ;  $\eta^2 = 0,00$ ). O teste *post hoc* de Bonferroni revelou efeito significativo entre lados para todos os pontos de contato. A mão ( $p = 0,01$ ), direita ( $\bar{x} = 9,0 \text{ N}$ ,  $\pm 7,17$ ) utilizou maiores valores de força máxima de tração em relação à esquerda ( $\bar{x} = 5,5 \text{ N}$ ,  $\pm 4,08$ ). O mesmo comportamento seguiu para o punho ( $p = 0,02$ ), direito ( $\bar{x} = 13,3 \text{ N}$ ,  $\pm 6,10$ ) e esquerdo ( $\bar{x} = 7,0 \text{ N}$ ,  $\pm 3,84$ ) e cotovelo ( $p = 0,03$ ), direito ( $\bar{x} = 11,4 \text{ N}$ ,  $\pm 6,60$ ) e esquerdo ( $\bar{x} = 7,2 \text{ N}$ ,  $\pm 7,34$ ) (Figura 16).

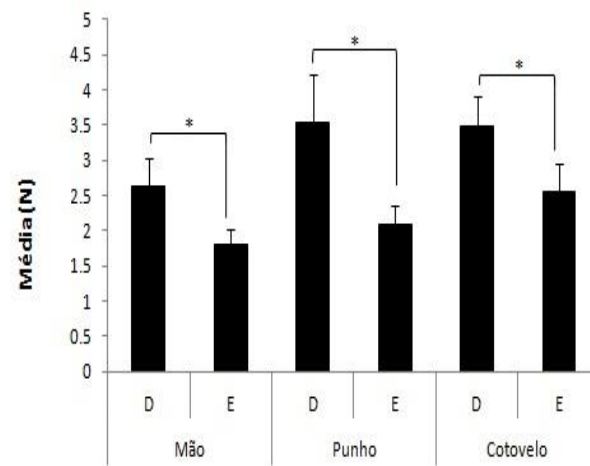


Figura 15. Força média de tração na tarefa de controle postural com o sistema âncora em contato com mão, punho e cotovelo. Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .

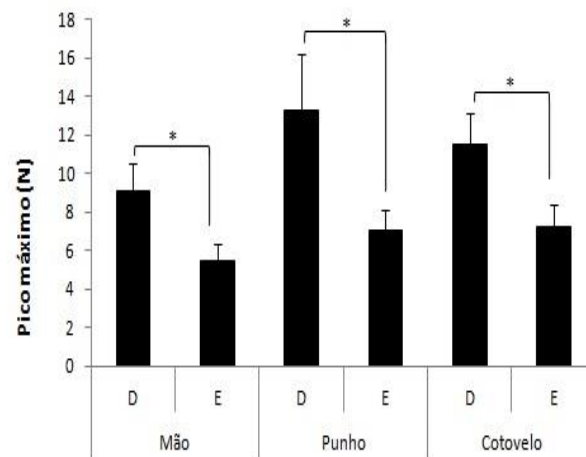


Figura 16. Pico máximo de tração na tarefa de controle postural com o sistema âncora em contato com mão, punho e cotovelo. Barras representam o erro padrão da média. \*  $\leq 0.05$ .



## 8. DISCUSSÃO

A presente pesquisa objetivou: 1) analisar o efeito do sistema âncora no controle postural. Os resultados apontaram que tal ferramenta promove mais estabilidade corporal. 2) verificar se, durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural, diferentes pontos de contato corporal mantêm invariância na sensibilidade háptica. A partir dos resultados, nossa hipótese inicial foi aceita, uma vez que tal ação não é dependente do ponto de contato ao qual é inserido o implemento. 3) investigar se a orientação segmentar dos membros superiores (lateralizado e anteriorizado) em relação à base de suporte influencia o controle postural. Os resultados indicaram que independente do ponto de contato corporal o sistema âncora foi mais efetivo no controle postural ao ser formado um plano de orientação ortogonal entre membros superiores e inferiores. Estes podem ser considerados vetores de força, sendo o primeiro vetor de força na horizontal e o segundo na vertical. Dessa forma, esses dois elementos, ao se cruzarem, formam um ângulo de  $90^\circ$  ficando perpendiculares, sendo, portanto, considerado um plano cartesiano ortogonal. Esses três resultados principais são discutidos em detalhe a seguir.

### *O uso do sistema âncora melhora o controle postural*

Os participantes do presente estudo reduziram a magnitude de oscilação corporal com o uso do sistema âncora, tal como identificado pelas variáveis CT, AMO-ml, bem como na quantidade de atividade de regulação expressas pela variável VM-ml quando comparada a condição controle (sem âncoras) (MAKI, 1990; KIM; FERDJALLAH; HARRIS, 2009; DONKER et al., 2007). Da mesma forma, outros estudos demonstraram o benefício do uso do sistema âncora anteriormente em adultos jovens (MAUERBERG-DECASTRO, 2004), assim como em outras populações testadas, crianças (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005), idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; RINALDI; MORAES, 2013) e deficientes intelectuais (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, 2012, 2013a).

O presente estudo corrobora os achados acima mencionados. A âncora conduz informação proveniente da superfície adjacente e, ao mesmo tempo, de perturbações na sua estrutura flexível (corda) por meio do toque dinâmico que, por sua vez, envolve o reconhecimento de magnitudes e direções de implementos e do esforço muscular dos segmentos corporais de modo a diminuir a oscilação corporal. O ato de controlar a tensão da corda para manter-se estável faz com que o sistema postural seja constantemente retroalimentado, exigindo ação do sistema exploratório que, ao detectar as oscilações corporais, gera respostas para que estas

sejam revertidas e um novo processo para estabilização seja iniciado (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; CARELLO et al., 2008; MAUERBERG-DECASTRO, et al., 2014).

*O uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal manteve a informação háptica invariante para o controle postural.*

Os participantes do presente estudo reduziram a magnitude de oscilação corporal com o uso do sistema âncora, tal como identificado pelas variáveis CT e AMO-ml, bem como na quantidade de atividade de regulação expressas pela variável VM-ml independente do ponto de contato corporal em que o sistema foi fixado (mão, punho e cotovelo). Estudos na área da percepção demonstraram haver invariância no julgamento das propriedades dos objetos (EPSTEIN; PARK; CASEY, 1974; SILVA; MACEDO, 1981) e, ainda, dos pontos de contato corporal requisitados para estas tarefas, como evidencia o experimento de Pagano et al. (1993), que ao realizarem uma pesquisa no sentido de investigar a percepção de comprimento usando uma haste rígida como implemento, fixada na mão, no punho e no cotovelo verificaram que o objeto foi percebido como sendo do mesmo comprimento quando alcançado pela ponta distal da haste usando estas articulações de forma isolada e simultânea.

Estes achados reforçam a ideia de invariância perceptual apresentada por Michaels e Carello (1981), de que as propriedades físicas do objeto produzem padrões de forças variantes com o tempo, entretanto, a transformação sobre o *layout* que cerca o indivíduo mantém a informação invariante. Isto permite inferir que ainda que as propriedades físicas do objeto produzam padrões de forças variantes com o tempo, a transformação sobre o *layout* que cerca o indivíduo mantém a informação invariante, assim como, o momento de inércia em relação à distribuição de massa dos segmentos corporais parece manter certa regularidade. E ainda, que sensibilidade tátil das pontas dedos, pela sua maior concentração de receptores cutâneos, não foi determinante para que a mão proporcionasse menor oscilação corporal.

Considerando a elevada concentração de receptores cutâneos nas mãos era esperado que a sensibilidade tátil dessa região fosse mais refinada e promovesse mais estabilidade (LENT, 2010). Todavia, esse não foi o achado dos nossos resultados, contrapondo as pesquisas em que indivíduos mesmo acometidos sensorialmente por neuropatias periféricas (diabetes) (DICKSTEIN et al., 2001) e fisiologicamente (idosos) (RINALDI et al., 2007) reduziram a oscilação corporal ao usar a ponta dos dedos como fonte de informação para o controle da postura.

Por outro lado, este achado justifica-se no caráter exploratório que o sistema âncora oferece, embora, as articulações de punho e cotovelo tivessem restrições de movimento: 1-

imposta pela alça de velcro para conexão do sistema âncora, 2- pelo posicionamento do braço de completa extensão (figura 2 e 3), este sistema é mais versátil, “permite se expor mais” e ter mais recursos para buscar informação para auxiliar o sistema de controle postural.

Contrariamente a este estudo, Rabin et al. (2001) e Krishnamoorthy, Slijper e Latash (2002) usaram o contexto de tarefas posturais que mais se aproxima da presente pesquisa, ambos usaram o paradigma do toque leve. Os primeiros encontraram resultados semelhantes aos nossos no tocante da variância do ponto de contato corporal quando compararam os efeitos do toque leve na região do ombro (trapézio superior) e perna (lateral do joelho). Os autores observaram redução da oscilação corporal quando o toque aconteceu no ombro. Krishnamoorthy, Slijper e Latash (2002) compararam três diferentes áreas corporais: dedo indicador, cabeça e pescoço. O toque na cabeça e pescoço foi mais eficaz em diminuir os índices oscilação corporal comparado ao toque com o dedo.

Johannsen, Wing e Hatzitaki (2012) observaram os efeitos do toque leve em duas áreas corporais: dedo indicador e ombro, e dois posicionamentos dos pés: bípede (normal) e tandem. Os autores relataram redução da oscilação corporal quando o toque aconteceu com o dedo para a posição bípede (normal) e com ombro para a posição tandem. Os mesmos reforçam que dada à exigência de controle e precisão da oscilação corporal para manter a posição tandem, o contato com o ombro restringe o indivíduo de ficar tão “ativo” para compensar o menor número de graus de liberdade postural dessa origem mais proximal. Assim, como na presente pesquisa, a diferença das regiões corporais destes experimentos pode explicar estes resultados, por se tratar de segmentos mais altos, há fornecimento de informação direta acerca de possíveis desvios do tronco a partir da posição vertical.

*A orientação segmentar (lateral) do membro superior em relação à base de suporte durante o uso do sistema âncora melhora o controle postural.*

Os participantes do presente estudo demonstraram redução da magnitude de oscilação e da quantidade de atividade de regulação corporal e postural expressas pelas variáveis cinéticas CT, AMO-ml e VM-ml quando os braços foram posicionados lateralmente ao corpo, formando um plano de orientação ortogonal entre membros superiores e base de suporte.

A comparação entre a orientação dos braços—à frente do corpo formando um plano de orientação paralelo, e lateralmente ao corpo formando um plano ortogonal em relação à base de suporte (pés em tandem)—confirma o pressuposto para ambas as direções de oscilação (anteroposterior e mediolateral), que o sistema âncora ampliou a relativa melhora do controle postural na posição em que se formou uma relação ortogonal entre estes.

A vantagem dessa relação de ortogonalidade havia sido demonstrada anteriormente por Jeka (1996) que verificou melhora no comportamento postural de participantes enquanto estes mantinham a posição tandem dos pés e tocavam levemente uma bengala com o braço posicionado lateralmente ao corpo (quando se formou um plano ortogonal do braço em relação aos pés). Usando tarefas com o toque leve, Rabin et al. (1999) corroboram com os achados supracitados ao testarem indivíduos nas posições *tandem e duck stance* (pés virados para fora) com o dedo posicionado ao lado e à frente do corpo, revelando que os melhores resultados do toque para manutenção da postura ocorreram quando a posição dos pés em relação ao dedo formou um plano ortogonal. Porto et al. (2013) também apontam efeitos estabilizadores da postura em tarefas de equilíbrio na posição *tandem* quando a orientação dos braços foi lateral, formando então a relação de ortogonalidade.

Nestes estudos, o melhor desempenho postural fornecido pela relação ortogonal provavelmente ocorreu por causa do aumento dos graus de liberdade e diminuição da restrição anatômica, útil ao sistema postural pela referência contrastante oferecida ao organismo, que permite comparar as duas referências externas do corpo e atualizar o sistema postural eficientemente. O braço estendido pode, a princípio, servir como uma ancoragem inercial, e, neste estudo, a rigidez do posicionamento dos membros superiores ao ser exigida a completa extensão das articulações e do segmento em geral, restringiu os graus de liberdade articular e consequentemente seus movimentos. Todavia, o uso de aparatos como as âncoras, bem como a vara de um equilibrista, facilitam a exploração háptica e a troca de informação entre organismo e ambiente promovendo correções sutis contribuindo para a estabilidade postural (RABIN et al., 1999).

Admitindo a redução da instabilidade pelo uso do sistema âncora nesta pesquisa, é possível presumir que este fato está ligado ao caráter exploratório durante o uso desta ferramenta juntamente com a informação háptica captada do ambiente a partir desta exploração. Isso pode ser observado quando o indivíduo insere estratégias exploratórias durante a realização da tarefa para manter e/ou reestabelecer o controle da postura. Uma das características dessas estratégias pode ser verificada por meio da quantificação da tração de ancoragem realizada pelos indivíduos para se ficarem estáveis.

Nesse sentido, observamos que os participantes realizaram a tração da âncora para se manter estáveis para todos os pontos de contato/fixação corporal. Entretanto, foi possível constatar que a exploração realizada pelas mãos utilizou menor quantidade de força em relação ao punho e cotovelo. É possível que a elevada densidade de unidades sensoriais e a grande representação cortical dos dedos possa ter contribuído para a redução da oscilação,

embora, ainda não esteja claro se o efeito estabilizador do toque com as pontas dos dedos depende das características morfológicas e fisiológicas particulares do toque com o dedo ou do comando motor para o tato ativo (ROGERS et al., 2001). Ainda, a alça de velcro presa ao punho e cotovelo pode ter limitado a movimentação/exploração destes segmentos, restando ao sistema empregar maior quantidade de força para obter respostas e se organizar.

Neste mesmo contexto, observamos o comportamento entre os lados direito e esquerdo. Em comum, os três pontos de contato/fixação com o sistema âncora apresentaram maior quantidade de força média e pico máximo de tração quando houve manipulação da âncora com o lado direito. Mauerberg-deCastro et al. (2013b) investigaram a utilização uni e bimanual em tarefas de equilíbrio com o sistema âncora, contrariamente ao nosso estudo, a partir dos seus achados concluíram que as mãos tendem a atuar em sincronia na tentativa de reduzir a oscilação corporal. Nossos resultados seguiram essa tendência (lado direito melhor) provavelmente pelo fato de 27 dos 29 participantes mostrar dominância lateral destra. Entretanto, resultados preliminares de Mauerberg-deCastro e Lopes (2014a) evidenciam maior força média tanto de tração em tarefas com âncoras como de pressão em tarefas de toque leve pelo membro esquerdo, ainda que a dominância lateral de 19 dos 21 participantes seja destra. Como a tarefa âncora não impõe uma restrição na magnitude de força a ser tracionada, a não ser o comando de não tirar as cargas do chão e manter a corda esticada, inferimos que nossos resultados tomaram este rumo devido ao posicionamento mais rígido dos membros superiores durante a tarefa experimental.

Ainda, Mauerberg-de Castro et al. (2013b) compararam a utilização uni e bimanual tanto no paradigma do sistema âncora quanto do toque leve e revelaram que no que se refere a quantidade de força de tração, que a tarefa com a ancoragem emprega duas vezes mais força do que a condição com toque leve e para o pico máximo esse valor se torna cinco vezes maior. Nosso estudo corrobora estes resultados quando observamos, por exemplo, o segmento da mão, que mesmo expressando as menores médias de força de tração (2.2 N) já se enquadra como suporte mecânico, considerando que a referência do toque leve consiste em força inferior a 1N (JEKA, 1997).

A variação e o aumento das forças ao usar o sistema âncora em comparação ao toque leve estão amparados no pressuposto que a manipulação com sistema âncora envolve um grande número de graus de liberdade do movimento das articulações envolvidas direta e indiretamente na tarefa. Mauerberg-deCastro et al. (2013b) pontuam que em tarefas de toque leve, a direção do contato acontece em uma única direção, seja no plano horizontal ou vertical, e direto com a superfície, restringindo a movimentação dos segmentos enquanto que

na tarefa âncora, como aplicada a esta pesquisa, a ferramenta permite multigraus de liberdade que favorece ao indivíduo maior liberdade de movimentos exploratórios e oportuniza maiores estratégias para manter/reestabelecer a estabilidade corporal e constante atualização do sistema postural. Todos estes fatores diferem a tarefa âncora em aspectos importantes e, talvez, não seja inteiramente comparável à tarefa de toque, com a exceção de que ambas utilizam a matriz da informação háptica para o propósito de estabilização postural.

Em suma, diante dos resultados apresentados no presente estudo, o uso do sistema âncora pode ser utilizado como ferramenta para beneficiar o sistema de controle postural. Ademais, a oscilação corporal foi reduzida na seguinte configuração: por meio da manipulação com os diferentes pontos de contato corporal e em posições ortogonais ao plano de oscilação. Os ajustes posturais são permitidos ao passo que os sistemas somatosensorial e háptico são ativados e recrutados otimizando as respostas para o domínio do corpo. A relação ortogonal formada entre a base de suporte e a orientação dos braços foi útil ao sistema postural devido ao contraste oferecido ao sistema de referência para a orientação da postura em conformidade com a dinâmica do organismo.

O posicionamento dos pés se torna importante na investigação do controle postural. O estreitamento da base de suporte provocado pela posição tandem sobre a trave de equilíbrio define planos de dimensões mais instáveis, limitando o deslocamento do corpo pela menor alavanca dos pés disponível para gerar torques, portanto, agregando dificuldade à tarefa. Duarte e Freitas (2010) que demonstraram que a restrição da superfície de apoio atenua a instabilidade corporal e a busca pela informação para restabelecer a postura. A restrição ao centro de massa em torno da base de apoio pela demanda da tarefa pode culminar em maior requerimento ao sistema de controle, uma vez que extrapolada uma determinada amplitude, uma queda pode ser o resultado da instabilidade. Incomum no dia-a-dia, esta posição exige maior demanda ao controle postural.

Embora as variáveis da plataforma de força não permitam olhar objetivamente para este comportamento, Winter et al. (1999) reportaram que a estratégia de controle utilizada neste plano é predominantemente ativada ao nível do tornozelo, o que faz com que o corpo oscile como um pêndulo invertido com esta articulação sendo o eixo de rotação. Entretanto, a restrição anatômica do tornozelo faz obviamente com que o mecanismo de controle para corrigir a instabilidade não seja tão eficiente quanto a que ocorre na posição lateral dos pés (dominante estratégia de quadril). Estes resultados estão de acordo com os obtidos por Rabin et al. (1999), os autores observaram que a posição tandem causou maior efeito

desestabilizador em tarefas de toque leve, quando comparadas posição “pé de pato” dos pés, rodados lateralmente.

O presente trabalho possui limitações de cunho metodológico: devido a questões operacionais não incorporamos o ombro como ponto de fixação do sistema âncora. Encorajamos aos pesquisadores nessa área que considerem essa lacuna a fim de enriquecer os resultados, uma vez que as partes corporais mais altas parecem se beneficiar de mais informação acerca dos desvios do tronco a partir da posição vertical.

## **9. CONCLUSÃO**

A presente pesquisa demonstrou que o sistema âncora é uma ferramenta importante para melhorar o controle postural, principalmente em posições ortogonais formadas entre a base de suporte e a orientação segmentar e independente do ponto de contato corporal em que a ferramenta é fixada.

Outro aspecto que merece atenção reside no fato de que o benefício gerado pelo sistema âncora pode ser inserido em contextos clínicos de reabilitação, em grupos específicos, como por exemplo, de amputados, que poderiam se beneficiar da utilização da ferramenta.



## 10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERTSEN, I.M.; TEMPRADO, J.J.; BERTON, E. Effect of haptic supplementation on postural stabilization: A comparison of fixed and mobile support conditions. **Human Movement Science**, v. 29, p. 999–1010, 2010.

AMAZEEN, E. L. Perceptual independence of size and weight by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 25(1), p. 102-119, 1999.

BARELA, J.A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, supl.3, p.79-88, 2000.

BERNARDIN, D.; ISABLEU, B.; FOURCADE, P.; BARDY, B.G. Differential exploitation of the inertia tensor in multi-joint arm reaching. **Experimental Brain Research**, v.167, n.4, p.487-495, 2005.

BONFIM, T.R.; POLASTRI, P.F.; BARELA, J.A. Efeito do toque suave e da informação visual no controle da posição em pé de adultos. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.20, n.1, p.15-25, 2006.

BOLTON, D.A.E.; MCILROY, W.E.; STAINES, W.R.; The impact of light 1 fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. **Experimental Brain Research**, v. 212, p. 279–291, 2011.

BURTON, G. Non-neural extensions of haptic sensitivity. **Ecological Psychology**, v.5, n.2, p.105-124, 1993.

CABE, P.A. Haptic distal spatial perception mediated by strings: Haptic “looming”. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 37(5), p.1492–1511, 2011.

CABE, P.A.; HOFMAN, L.L. Haptic distal spatial perception mediated by strings: Point of closest approach and bypass distance. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 38(5), p. 1328–1340, 2012.

CABE, P.A. Haptic distal spatial perception mediated by strings: Size at a distance and egocentric localization based on ellipse geometry. **Attention and Perception Psychophysics**, v. 75(2), p. 358–374, 2013.

CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, v. 11, n. 3, p. 199-204, 2005.

CARELLO, C.; TURVEY, M.T. Rotacional invariants and dynamic touch. In: M.A. Heller (Ed.). *Touch, representation and blindness*. New York Oxford University Press, p. 27-66, 2000.

CARELLO, C.; TURVEY, M.T. Physics and psychology of the muscle sense. **Current Directions in Psychological Science**, v.13, n.1, p. 25-28, 2004.

CARELLO, C.; SILVA, P. L.; KINSELLA-SHAW, J. M.; TURVEY, M. T. Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 5, p. 339-350, 2008.

CARVALHO R.L.; ALMEIDA G.L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Revista Neurociências**: *in press*- 2008.

CLAPP, S.; WING, A. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, v. 125, p. 521-524, 1999.

COHEN, H. Neurociência para fisioterapeutas. 2ª. ed. Barueri: Manole, p.494, 2001.

DASCAL, J.B.; OKAZAKI V.H.A.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 2, p.144-153, 2012.

DICKSTEIN, R., SHUPERT, C.L., HORAK, F.B. fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. **Gait and Posture**, v. 14, p. 238-247, 2001.

DONKER, S.F.; ROERDINK, M.; GREVEN, A.J.; BEEK, P.J. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Experimental Brain Research**, v. 181(1), p. 1-11, 2007.

DUARTE, M.; FREITAS, M.S.F.S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

EPSTEIN, W.; PARK, J.; CASEY, A. The current status of the six-distance hypotheses. **Psychological Bulletin**, v.50, n.6, p.491-514, 1974.

FREITAS, M. B. Z.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. **Gait and Posture**, v. 38, n. 3, p. 433-437, 2013.

GARDNER, E.P. Somatosensory cortical mechanisms of feature detection in tactile and kinesthetic discrimination. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 66, p. 439-454, 1988.

GENTAZ, E.; BAUDY-BOVY, G.; LUYAT, M. The haptic perception of spatial orientations. **Experimental Brain Research**, v. 187, p. 331-348, 2008.

GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R.; SCHWORTZ, J.H.; JESSEL, A. **Principles of Neuroscience**. 3th ed, New York: Elsevier, p. 596-607, 1991.

GIBSON, J.J. **The senses considered as perceptual systems**. Boston: Houghton Mifflin, 1966.

GIBSON, J. J. **The Ecological Approach to visual perception**. New Jersey: Lawrence Earlbaum Associates, Inc., 1986.

HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J.R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal Vestibular Research**, v. 4, p. 285-301, 1994.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.B.; SHEPARD, J.T., eds. *Handbook of physiology*. New York, Oxford University Press, p.255-292. 1996.

HORAK, F. B.; HENRY, M. H.; SHUMWAY-COOK, A. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. **Physical Therapy**, v. 77, p. 517-533, 1997.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 100, 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, p. 267-276, 1995.

JEKA, J.J.; EASTON, R.D.; BENTZEN, B.L.; LACKNER, J.R. Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals. **Percept Psychophys**, v. 58, p. 409-423, 1996.

JEKA, J.J. Light Touch Contact as a Balance Aid. **Physical Therapy**, v.77, p.476-487, 1997.

JEKA, J.J.; OIE, K.S.; KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, v.134, p. 107-25, 2000.

JOHANSSON, G. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. **Perception and Psychophysics**, v. 14(2), p. 201-211, 1973.

JOHANSSON, R.S.; VALLBO, A.B.; WESTLING, G. Thresholds of mechanosensitive afferents in the human hand as measured with von Frey hairs. **Experimental Brain Research**, v. 184, p. 343-351, 1980.

JOHANSEN, L.; WING, A.M.; HATZITAKI, V. Contrasting effects of finger and shoulder interpersonal light touch on standing balance. **Journal of Neurophysiology**, v. 107 (1), p. 216-225, 2012.

KIM, G.T.; FERDJALLAH, M.; HARRIS, G. F. Fast Computational Analysis of Sway Area Using Center of Pressure Data in Normal Children and Children with Cerebral Palsy. **American Journal of Biomedical Science**, v. 1, n. 4, p. 364-372, 2009.

KLATZKY, R. L.; LEDERMAN, S.J.; METZGER, V.A. Identifying objects by touch: An "expert system." **Perception and Psychophysics**, v. 37, p. 299-302, 1985.

KRISHNAMOOTHY, V.; LATASH, M.L.; SCHOLZ, J.P.; ZATSIORSKY, M. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. **Experimental Brain Research**, v. 152 p. 281-292, 2003.

LACKNER, J.R.; DIZIO, P.; JEKA, J.J.; HORAK, F.; KREBS, D.; RABIN, E. Stabilization of posture in subjects with labyrinthine loss by non-supportive fingertip contact. **Experimental Brain Research**, v. 126, p. 459-466, 1999a.

LACKNER, J. R.; DIZIO, P. Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. **Annual Review Psychology**, v. 56, p. 115–147, 2005.

LEDERMAN, S.J.; KLATZKY, R.L. Haptic perception: A tutorial. *Attention, Perception & Psychophysics*, v. 7, n. 71, p. 1439-1459, 2009.

LENT, R. **Cem bilhões de neurônios?** Conceitos fundamentais de neurociência, 2 ed, Atheneu, 2010.

LOOMIS, J.M.; LEDERMAN, S.J. Tactual perception. In: Boff KR, Kaufman L, Thomas JP (eds) *Cognitive processes and performance. Handbook of perception and human performance*, vol II, chap 31. John Wiley, New York, 1986.

LOUW, S.; KAPPERS, A.M.L.; KOENDERINK, J.J. Haptic detection thresholds of Gaussian profiles over the whole range of spatial scales. **Experimental Brain Research**, v. 132, p.369-374, 2000.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Stance: The "Change-in-Support" Strategy The Role of Limb Movements in Maintaining Upright. **Physical Therapy**, v. 77, p-488-507, 1997.

MARAVITA, A, IIRIKI, A. Tools for the body (schema). **Trends in Cognitive Sciences**, v.8, n.2, 2004.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; CALVE, T.; VIVEIROS, F. F.; POLANCZYK, S. D.; COZZANI, M. V. Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural: ilustrando um sistema “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada. **Revista da Sociedade Brasileira de Atividade Motora Adaptada**, v. 8, p. 7-20, 2003.

MAUERBERG-DECASTRO, E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. **Motor Control**, v. 8, p. 339-358, 2004.

MAUERBERG-DECASTRO, E. Percepção e ação: direções teóricas e experimentais atuais. *Paidéia (Ribeirão Preto)* [online]. vol.14, n.27, p. 63-73, 2004.

MAUERBER-DECASTRO, E.; LUCENA, C. S.; CUBA, B. W.; BONI, R. C.; CAMPBELL, D. F.; MORAES, R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a non-rigid tool. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 27, p. 208-225, 2010.

MAUERBERG-DECASTRO, E. ; MORAES, R. ; CAMPBELL, D. F.. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities. **Motor Control**, v. 17, p. 1-24, 2012.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; TAVARES, C. P.; COSTA, T. D. A.; PÉRICO, B. C.; PESTANA, M. B.; PORTO, L.A. Human Postural Stability During Dog Walking by Adults with Intellectual Disability. **Hacettepe Journal of Sport Sciences**, v. 24, n. 2, p. 139-142, 2013a.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; MIRANDA, C. S. P.; AIRES, T. C. D. A.; PORTO, L. A. P.; PESTANA, M. B. P. Haptic posture stabilization via "light touch" and via the "anchor system:" Effects of contact point. In: VIII Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana - XIV Simpósio Paulista de Educação Física, Rio Claro: **Motriz**. Rio Claro, v.19, n.3 (Supl.), S177, p.S76-S381, 2013b.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; FIGUEIREDO, G. A.; MORAES, R.; CASTRO, M. R.; MIRANDA, S. C. P.; PAIVA, A.N. **Preliminary Therapeutic Effects of an “Anchor” System in Individuals with Intellectual Disability**. In: International Symposium of Adapted Physical Activity, 19, p.55, Istanbul. Resumo Istanbul: ISAPA, 2013c.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C.P.; FIGUEIREDO, G.; PACHECO, S.C. M; COSTA, T.D.A. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology and Neuroscience**, v. 7, nº 3, p. 301- 318, 2014.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; LOPES, F.M. Estabilização Háptica da Postura: **Comparação entre o paradigma do “toque leve” e o paradigma da “ancoragem”**. Relatório científico anual do projeto de pesquisa PIBIC-CNPq, 2014a.

MICHAEL, C.F.; CARELLO C. **Direct perception**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, p. 19-199, 1981.

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 Ciências do Desporto**, v. 3, nº 3, p.77-83, 2003.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C.. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, v.19, n.2, p. 11-18, 2006.

MORAES, R., MAUERBERG-DECASTRO, E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. **Motriz**, v. 15, n. 2, p. 263-272, 2009.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. **The Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, p. 135-172, 1985.

NEWELL, K.M. **Physical constraints to development of motor skills**. In: THOMAS,J.R. (Ed) Motor development during childhood and adolescence. Minneapolis: Burgess Publishing, 1984.

NEWELL, K.M.; VAN EMMERICK, R.E.A.; MCDONALD, RN. Biomechanical constraints, and action theory. **Human Movement Science**, V.8, p. 403-409, 1989.

NORRSELL U.; OLAUSSON, H. Spatial cues serving the tactile directional sensibility of the human forearm. **Journal of Physiology**, v. 478, p. 533-540,1994.

NORRSELL U.; BACKLUNDT, H.; GOTHNER, K. Directional sensibility of hairy skin and postural control. **Experimental Brain Research**, v. 141, p. 101-109, 2001.

PAGANO, C.C.; FITZPATRICK, P.; TURVEY, M. T. Tensorial basis to the constancy of peerceived object extent over variations of dynamic touch. **Attention Perception and Psychophysics**, v.54, n.1, p.43-54, 1993.

PAGANO, C.C.; KINSELLA-SHAW, J.M.; CASSIDY, P.E.; TURVEY, M.T. Role of the inertia tensor in haptically perceiving where an object is grasped. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.20, n.2, p.276-285, 1994.

PAGANO, C.C.; TURVEY, M.T. The inertia tensor as a basis for the perception of limb orientation. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.21, n.5, p.1070-1087, 1995.

PÉRICO, B.C.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; PESTANA, M. B.; PORTO, L. A.; MAGRE, F.L. PACHECO, S. C. M. Estabilidade locomotora durante a condução de um cão. **Motriz**, v. 19 n. 3, p.S57-S67, 2013.

POLANCZYK, S.D. Utilidade do paradigma “âncora” no controle postural e nas estratégias de mobilidade durante sessões de atividade física adaptada para indivíduos com deficiência mental (Monografia não publicada). Rio Claro: São Paulo, 2003.

PORTO, L.A.; PESTANA, M.B.; MAGRE, F.L.; MAUERBERG-DECASTRO, E. **Informação háptica ampliada por pontos de contato e localização de um “sistema âncora” durante tarefas de equilíbrio**. Trabalho apresentado no XXV Congresso de Iniciação Científica da Unesp I Fórum Internacional de Iniciação Científica da UNESP, 2013.

RABIN E.; BORTOLAMI, S.B.; DIZIO, P.; LACKNER, J.R. Haptic stabilization of posture: changes in arm proprioception and cutaneous feedback for different arm orientations. **Journal of Neurophysiology**, v. 82, p. 3541-3549, 1999.

RABIN, E.; DIZIO, P.; LACKNER, J. R. Time course of haptic stabilization of posture. **Experimental Brain Research**, v. 170, p. 122- 126, 2006.

RABIN, E.; DIZIO, P.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R. Influences of arm proprioception and degrees of freedom on postural control with light touch feedback. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, p. 595-604, 2008.

RINALDI, L.A.; FEDERIGHI, G.; VANNUCCHI, L.; PACI, M.; MASOTTI, G. effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. **Age Ageing**, v. 36, p. 30-35, 2007.

RINALDI, N. M.; MORAES, R. Controle da postura em idosos: integração sensorial com adição de informação háptica. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA E MOTRICIDADE HUMANA, 8, SIMPÓSIO PAULISTA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, 14, 2013, Rio Claro. Resumos. Rio Claro: **Motriz**, Rio Claro, v. 19, n. 3, p. 199, 2013.

ROGERS, M.W.; WARDMAN, D.L.; LORD, S.R.; FITZPATRICK, R.C. Passive tactile sensory input improves stability during standing. **Experimental Brain Research**, v. 136, p. 514-522, 2001.

SANCHEZ-ARIAS, M.D.R.; KLEINER, A.F.R. ; HAMANAKA, A.Y.Y. ;SANTIAGO, P.R.P. ; GOBBI, L.T.B. ; STELLA, F. Restrição visual e oscilações corporais ântero-posteriores na doença de Parkinson Visual restriction and anterior-posterior body oscillations in Parkinson’s disease. **Acta Fisiátrica**, v. 19, n. 3, p.161-166, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor: Teoria e aplicações práticas**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.

- SILVA, J. A.; MACEDO, L. Análise do fenômeno da superconstância e suas implicações para a psicologia do desenvolvimento e da percepção. **Arquivo Brasileiro de Psicologia**, v. 33 (1-2): S-31, 1981.
- SOLOMON, H.Y.; TURVEY, M. T. Haptically perceiving the distances reachable with hand-held objects. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.14, n.3, p.404-427, 1988.
- SOLOMON, H. Y.; TURVEY, M. T.; BURTON, G. Gravitational and muscular variables in perceiving rod extent by wielding. **Ecological Psychology**, v.1, n.3, p.265-300, 1989.
- THALHEIMER, W.; COOK, S. How to calculate effect sizes from published research articles: A simplified methodology, 2002.
- TOLEDO, D.R.; BARELA, J.A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.
- TURVEY, M. T.; SHAW, R. E.; REED, E. S.; MACE, W. M. Ecological laws of perceiving and acting: in reply to Fodor and Pylyshyn. **Cognition**, v.9, n.3, p.237-304, 1981.
- TURVEY, M. T.; BURTON, G.; PAGANO, C. C.; SOLOMON, H. Y.; RUNESON, S. Role of the inertia tensor in perceiving object orientation by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.18, n.3, p.714-727, 1992.
- TURVEY, M. T. Dynamic touch. **American Psychology**, v.51, n.11, p.1134-1152, 1996.
- TURVEY, M.Y.; BURTON, G.; AMAZEEN, E.L.; BUTWILL, M.; CARELLO, C. Perceiving the width and height of a hand-held object by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 24, n.1, p.35-48, 1998.
- VIEIRA, S. **Introdução a Bioestatística**. Rio de Janeiro: Campus, 1980.
- VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V. Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 169, p. 232-236, 2006.
- WAGMAN, J.B.; CARELLO, C. Affordances and inertial constraints on tool use. **Ecological Psychology**, v.13, n.3, p.173-195, 2001.
- WAGMAN, J.B.; CARELLO, C. Haptically creating affordances: the tool user interface. **Journal Experimental Psychology Applied**, v.9, n.3, p.175-186, 2003.
- WINTER, D. A. **Anthropometry**. In: (Ed.). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New York: Wiley and Sons, p.51-74, 1990.
- WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, v. 3, p. 193-214, 1995.

## ANEXO

## Anexo A (Parecer comitê de ética)



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Rio Claro



## DECISÃO CEP Nº 054/2013

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 0630	Data de Registro CEP: 06.02.13
Projeto de Pesquisa: "Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural"	

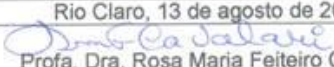
Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: -.-
	Colaboradores: -.-
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: -.-
	Orientando(a): -.-
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Stephanie Cristina Miranda Pacheco
	Orientador: Eliane Mauerberg de Castro

Objetivo Acadêmico:	<input type="checkbox"/> TCC
	<input checked="" type="checkbox"/> Mestrado
	<input type="checkbox"/> Doutorado
	<input type="checkbox"/> Outros – (especificar):

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 59ª reunião ordinária, realizada em 12/08/2013.

<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input checked="" type="checkbox"/>	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias);
<input type="checkbox"/>	Não Aprovou.
<input type="checkbox"/>	Retirou, devido à permanência das pendências.
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha, com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- CONEP/MS, por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

↙ "Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"  
Data de Entrega: Março de 2015

Rio Claro, 13 de agosto de 2013.
 Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari Coordenadora do CEP



## APÊNDICE

### *Apêndice A- Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)*

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) (Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

Eu, Stephanie Cristina Miranda Pacheco, RG 100455-9 aluna do Curso de Pós-graduação pelo programa de Ciências da Motricidade Humana, convido você a participar desta pesquisa intitulada “*Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural*”. Os objetivos desta pesquisa incluem verificar como será a resposta do equilíbrio de indivíduos saudáveis ao manejar com a mão, punho e cotovelo cordas presas a pesos mantidos em contato com o chão (chamado de sistema âncora) em três posicionamentos corporais diferentes semitandem (ponta do dedo de um pé encostado na região de dentro do calcanhar do outro pé) em trave horizontal e trave vertical. Para a realização das tarefas da pesquisa, você ficará em pé com os pés descalços sobre uma trave de equilíbrio e sobre uma plataforma de força que mede a oscilação do corpo. Nesta posição você irá realizar 2 tentativas com duração de 30 segundos para cada condição com os olhos vendados, e uso do sistema âncora. As tarefas apresentam risco médio de perda de equilíbrio. A trave de equilíbrio possui 10 cm de altura e a plataforma de força 5 cm, esta é fixada ao solo, o risco de se cair é baixo. De qualquer forma, o laboratório é provido de material de primeiros socorros e você será supervisionado (a) sempre por um auxiliar treinado posicionado constantemente à sua frente e, ainda estará presente um profissional de fisioterapia e/ou de educação física com formação em primeiros socorros para que qualquer incidente imprevisto seja devida e prontamente atendido, e inclusive, se necessário, encaminhado para setores de atendimento de emergência mais próximos na cidade. O local da pesquisa será no Laboratório de Ação e Percepção (LAP), na UNESP de Rio Claro.

Todas as informações coletadas no estudo serão confidenciais e o seu nome não será divulgado em hipótese alguma, sendo que estas informações serão utilizadas somente para fins acadêmicos. Você pode a qualquer momento pedir para interromper a participação sem qualquer constrangimento ou prejuízo. A participação neste projeto, também, não proporcionará nenhum gasto ou benefício/ressarcimento financeiro ao participante, sendo a principal função do estudo compreender se, durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural, diferentes pontos de contato corporal e orientação segmentar mantém invariância na sensibilidade háptica. Sensibilidade háptica é a percepção ativa do sujeito sobre o ambiente, adquirida através da exploração (por exemplo, tatear uma superfície) que proporciona informações úteis que ajudam a ação do ser humano.

Assim, com todas as informações e dúvidas sobre o projeto esclarecidas, convido-o a assinar o presente Termo de consentimento livre e esclarecido, para a sua participação, que foi elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com o Sr. (a) e outra com o pesquisador responsável.

#### **Dados do projeto:**

**Título:** Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural.

**Orientador (Pesquisador responsável):** Profa. Dra. Eliane Mauerberg de Castro

**Aluno pesquisador:** Stephanie Cristina Miranda Pacheco

#### **Dados do participante:**

Nome: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_ Tel: \_\_\_\_\_ Data de nascimento participante \_\_/\_\_/\_\_ idade: \_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador

UNESP, Instituto de Biociências, Departamento de Educação Física –Laboratório da Ação e Percepção  
Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900 Fone: (19) 3526-9635/ (19) 98244 7585