

---

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

---

**Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral  
no sentido háptico durante tarefas de controle postural**

**THAIS DELAMUTA AYRES DA COSTA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade

**Rio Claro  
2015**

---

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

---

**Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral  
no sentido háptico durante tarefas de controle postural**

**THAIS DELAMUTA AYRES DA COSTA**

Orientadora: Prof. Dra. Eliane Mauerberg-deCastro

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade

**Rio Claro  
2015**

796.022 Costa, Thais Delamuta Ayres da  
C837e Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral  
no sentido háptico durante tarefas de controle postural / Thais  
Ayres da Costa Delamuta. - Rio Claro, 2015  
62 f. : il., figs., gráfs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,  
Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Eliane Mauerberg-deCastro

1. Cinesiologia. 2. Postura. 3. Paralisia cerebral. 4.  
Sistema háptico. I. Título.

## DEDICATÓRIA

*A minha Avó Amélia (in memoriam).  
E a todos participantes deste trabalho, sem os quais nada seria possível!*

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Maria Inêz e Laércio, meus irmãos, Jonas e Luciene e toda a minha família pelo incentivo de sempre!

Ao meu noivo Raul! Por sempre sempre estar ao meu lado, principalmente, nos momentos de mal humor e desespero, mas também na alegria de cada etapa concluída..Te amo!

À todos integrantes do LAP que me receberam de braços abertos! Com certeza sou uma “fisioterapeuta-educadora física” graças a vocês!

Em especial agradeço a amizade da Bruna, Aninha, Fer, Marcela e Stephanie, com certeza vocês se tornaram muito mais que amigas para mim e as quero sempre por perto!

À Professora Eliane, pela orientação e incentivo, por acreditar que este projeto poderia dar certo! muito obrigada!

Às instituições de Rio Claro, APAE e CHI-Princesa Vitória pela recepção e parceria, em especial as fisioterapeutas Paula e Vania que sempre me receberam de braços abertos no CHI e a todos da APAE!

À todos os participantes, pais e responsáveis, pela colaboração e por disponibilizarem tempo na participação deste trabalho, muito obrigada!

À FAPESP e CNPQ pelo financiamento deste projeto.

## **EPÍGRAFE**

*E o mundo vai girando cada vez mais veloz  
A gente espera do mundo e o mundo espera de nós  
Um pouco mais de paciência (...)  
(Lenine)*

## RESUMO

O desenvolvimento motor atípico observado na paralisia cerebral acarreta desordens motoras complexas e, entre tantas, um deficitário controle postural. O sucesso do controle postural depende de propriedades musculares, articulares e dos sistemas sensoriais como a visual, vestibular e somatossensorial. Além destes, o toque háptico, um subsistema do sistema háptico, está envolvido nas atividades de manipulação manual, possibilitando a exploração de propriedades de objetos e, conseqüentemente a orientação e posicionamento dos segmentos corporais e do corpo como um todo no espaço. Diversos estudos enfatizam as contribuições das aferências hápticas para o controle da postura vindas da exploração de ferramentas rígidas e não rígidas. Entre as ferramentas não rígidas temos o sistema âncora, proposto por Mauerberg-deCastro (2004), que visa manter a estabilidade via informação háptica por meio do manejo de um par de hastes flexíveis com cargas anexadas nas extremidades distais em contato com o chão. O uso do sistema âncora demonstrou sua utilidade ao sistema de controle postural em diversos grupos como: jovens adultos, crianças, idosos e deficientes intelectuais. Tendo isto em vista, o presente estudo se propôs analisar se a deficiência neuromotora no controle postural da paralisia cerebral seria compensada pela integração da informação háptica, sistema âncora, concomitante a tarefas posturais. Participaram do estudo vinte indivíduos com paralisia cerebral (espástica hemiparética, diparética e atáxica). Na tarefa experimental, os participantes permaneceram em postura ortostática sobre uma plataforma de força nas seguintes condições: 1) com as âncoras e com visão; 2) com âncoras e sem visão; 3) sem as âncoras e com visão; 4) sem as âncoras e sem visão. Para todas estas condições duas superfícies de contato para os pés foram utilizadas a própria superfície da plataforma de força (estável) e o uso de uma espuma sobre a plataforma de força (instável). As hastes flexíveis do sistema âncora foram anexadas a células de carga que possibilitaram quantificar a força de puxada bem como o pico máximo de força de puxada envolvidas no manuseio do sistema âncora. Para análise das condições propostas foram utilizadas as variáveis de trajetória total (Traj-total), amplitude média de oscilação anteroposterior e mediolateral (AMO-ap, AMO-ml) e velocidade média anteroposterior e mediolateral (Vm-ap, Vm-ml) do centro de pressão. Os resultados das variáveis do centro de pressão (Traj-total, AMO-ap, AMO-ml, Vm-ap e Vm-ml) indicaram que a redução na oscilação postural nas tarefas com âncora para sem âncora foi maior quando na superfície instável sem a visão. Ainda, foi possível constatar que não houve diferenças entre manuseio das hastes do sistema âncora entre mão direita e esquerda. Dessa forma, observou-se que frente ao desafio da tarefa, com manipulação das informações visuais e somatossensoriais, os indivíduos com PC puderam beneficiar-se da exploração háptica possibilitada pelo sistema âncora pela exploração de ambas as mãos.

**Palavras chaves:** Postura. Paralisia Cerebral. Sistema háptico.

## ABSTRACT

Atypical motor development in cerebral palsy individuals causes several and complex motor disorders, including deficits in the postural control. An efficient postural control relies on muscle and joint functional activity, as well as on efficiency of sensory systems (the visual, vestibular and somatosensory). In addition, the haptic touch, a haptic subsystem of system is involved in the activities of manual manipulation, allowing the exploitation of the properties of the object and consequently the orientation and positioning of the body parts and body as a whole in space. Several studies emphasized the contribution of haptic input to postural control rising from the handling of rigid and non-rigid tools. The haptic use of non-rigid tools during postural control tasks is illustrated in the anchor system paradigm, proposed by Mauerberg-deCastro (2004). In this paradigm, the maintenance of stability via haptic information is gathered during the handling of flexible cables attached to loads resting on the floor. Studies using this anchor system paradigm demonstrated its effectiveness in stabilizing posture in several groups: young adults, children, older individuals, and intellectually disabled. Therefore, the present study aimed to examine whether neuromotor impairment in postural control of cerebral palsy would be compensated by the integration of haptic information, anchor system, simultaneously achieving postural tasks. Twenty individuals with cerebral palsy (spastic hemiparetic, diparetic and ataxic) are required to stand on a force platform in the following conditions: 1) holding anchors with full vision, 2) holding anchors without vision, 3) without the anchors with full vision, 4) without the anchors and without vision. These conditions include two contact surfaces: direct contact with the force platform surface (estable) and foam padded surface placed on the force platform. Flexible cables of the anchor system were attached to load cells that allowed quantifying the pulling force and the maximum peak pulling force involved in handling the anchor system. The variables of the total center of pressure trajectory (Traj-total), mean amplitude of anteroposterior and mediolateral oscillation (AMO-ap, AMO-ml) and anteroposterior and mediolateral mean velocity (Vm-ap, VM-ml) were used for analysis of proposed conditions ml). The results of the variables of the center of pressure Traj-total, AMO-ap, AMO-ml, Vm-ap e Vm-ml) indicated that the reduction in postural sway tasks with no anchor to anchor was greater when the unstable surface without the vision. And yet there were no differences between the stems of the anchor handling between right and left hand system. Thus, it was observed that upon challenge of the task with manipulation of the visual and somatosensory information, individuals with PC could benefit from haptic anchor possible by operating system with both hands.

**Keywords:** Postural control. Cerebral palsy. Haptic system.



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>10</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>12</b>
2.1 Sistema postural: mecanismos de controle e funções sensoriais .....	12
2.2 Sistema háptico no controle postural.....	16
2.3 Paralisia cerebral.....	20
<b>3 JUSTIFICATIVA</b> .....	<b>24</b>
<b>4 OBJETIVOS</b> .....	<b>25</b>
4.1 Objetivo geral.....	25
4.2 Objetivos específicos.....	25
<b>5 HIPÓTESE</b> .....	<b>26</b>
<b>6 MÉTODO</b> .....	<b>27</b>
6.1 Procedimentos éticos .....	27
6.2 Participantes .....	27
6.2.1 Critérios de inclusão .....	28
6.2.2 Critérios de exclusão .....	28
6.3 Local.....	28
6.4 Equipamentos e Materiais .....	29
6.5 Procedimentos para a coleta de dados.....	32
6.5.1 Avaliação .....	32
6.5.2 Tarefa experimental.....	33
6.6 Procedimentos para a análise de dados .....	37
6.6.1 Dados do CP.....	37
6.6.2 Dados do sistema âncora (células de carga) .....	37
6.7 Análise Estatística.....	38
<b>7 RESULTADOS</b> .....	<b>39</b>
7.1 Resultados das variáveis do CP .....	39
7.1.1 Trajetória total .....	39
7.1.3 Velocidade média .....	42
7.2 Resultados das variáveis das células de carga .....	44
<b>8 DISCUSSÃO</b> .....	<b>46</b>
<b>9 CONCLUSÃO</b> .....	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>52</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>59</b>
Anexo A: Parecer do Comitê de Ética .....	59
Anexo B: Caracterização dos participantes .....	60
<b>APÊNDICE</b> .....	<b>61</b>
Apêndice A: Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).....	61

## 1 INTRODUÇÃO

O controle da postura é primordial para que as atividades da rotina diária sejam desempenhadas eficientemente (FERDJALLAH et al., 2002). Para isso, o sistema de controle postural conta com diversos tipos de informação sensorial, tais como: somatossensitiva, vestibular, visual e háptica. Nesta última, destaca-se o toque dinâmico, um subsistema que, conforme Gibson (1966) está envolvido nas atividades de manipulação manual, possibilitando a exploração das propriedades do objeto e conseqüentemente a orientação e posicionamento dos segmentos corporais e do corpo como um todo no espaço (BURTON, 1993; GENTAZ; BAUD-BOVY; LUYAT, 2008; GIBSON 1966).

Utilizando as aferências hápticas, diversos estudos foram propostos no intuito de entender suas influências no controle da postura (CLAPP; WING, 1999; DICKSTEIN; LAUFER, 2004; JEKA; LACKNER, 1994, 1995; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001; NAGANO et al., 2006). Estes autores observaram que um toque leve dos dedos (<1 Newton) foi capaz de minimizar a oscilação postural em tarefas posturais.

Outra forma de utilização das aferências hápticas no controle da postura foi apresentada por Mauerberg-deCastro (2004). Sua concepção foi baseada numa ferramenta não rígida, denominada sistema âncora. O uso desta ferramenta consiste em segurar com as mãos, hastes flexíveis com cargas anexadas às extremidades distais mantidas sempre em contato com o chão. A tarefa implica em puxar levemente as hastes de forma a perceber a resistência das cargas, mas, ao mesmo tempo, nunca elevá-las do chão.

Resultados positivos com a utilização do sistema âncora apontam para a possibilidade no desenvolvimento de ferramentas e instrumentos para uso em protocolos de intervenção que possam auxiliar o controle postural por indivíduos que apresentem déficits de equilíbrio (MAUERBERG-DECASTRO, 2004). De fato, indivíduos que tiveram acometimento no sistema nervoso central, como na paralisia cerebral, possuem respostas de controle postural ineficientes, o que dificulta a realização das tarefas cotidianas (VAN DER HEIDE et al., 2004).

A paralisia cerebral ocorre em consequência de uma lesão no encéfalo em desenvolvimento, o que acarreta desordens no movimento e na postura. Logo, um desenvolvimento motor atípico associa-se com reações de equilíbrio inadequadas que culminam em déficit ao sistema de controle da postura (KRÄGELOH-MANN; CANS, 2008; NARUMIA; OZU; GALVÃO, 2010).

Com base nos achados positivos de tarefas de controle postural integradas com a do sistema âncora, e com base no quadro neuromotor deficitário da paralisia cerebral (GIROLAMI; SHIRATORI; ARUIN, 2011; VAN DER HEIDE et al., 2004), este estudo propõe analisar efeitos da utilização da ferramenta âncora por indivíduos com paralisia cerebral. O referencial teórico do presente estudo baseia-se na literatura acerca do controle postural integrando aferências hápticas (CLAPP; WING, 1999; DICKSTEIN; LAUFER, 2004; JEKA; LACKNER, 1994, 1995; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001; NAGANO et al., 2006) e, especificamente, como estratégias de controle emergem a partir da utilização do sistema âncora (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2004, 2010, 2012; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Sistema postural: mecanismos de controle e funções sensoriais

O sistema de controle postural abrange o funcionamento conjunto das funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor. O sistema nervoso central é responsável por integrar informações vindas do sistema sensorial e, encaminhar impulsos nervosos aos músculos, que iniciam a atividade motora adequada que compensa possíveis perturbações à estabilidade postural (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; SHARON; POLLOCK, 2000; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994; MAKI; MCILROY, 1997; SHUMWAY-COOK, 1997; WINTER, 1995).

Os sistemas sensoriais diretamente envolvidos com a função postural são o visual, vestibular e somatossensorial. Cada um fornece ao sistema nervoso central informações específicas sobre a posição e o movimento do corpo. A acurácia na detecção de informação permite uma orientação postural adequada às diversas exigências e demandas ambientais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

O sistema visual fornece informações sobre a direção e velocidade dos segmentos corporais em relação ao ambiente, o que possibilita diferenciar movimentos corporais de objetos externos (NASHNER, 1981). Através do sistema visual, um indivíduo detecta profundidade, gradiente de textura e sombras, dados estes que podem auxiliá-lo na orientação postural no espaço (DASCAL, 2009). A oscilação postural é menor quando ocorre a minimização da variação do cenário ambiental projetado na retina. Dessa forma, a oscilação postural tende a ser menor quanto maior a precisão da imagem na retina. Isto pode ser observado pela distância entre a pessoa e o ponto de fixação da imagem. Quanto menor esta distância a projeção da imagem na retina é maximizada. Além da distância aspectos como a acuidade visual, contraste e luminosidade podem influenciar na qualidade da imagem na retina. O processo de envelhecimento e doenças como catarata e glaucoma propiciam uma perda nestes aspectos, e conseqüentemente interfere na orientação do corpo no espaço (PAULUS; TRAUBE; BRANDT, 1984; PAULUS et al., 1989).

Buckley et al. (2005) propuseram um estudo, no qual observaram a atividade de subir e descer um degrau em idosos saudáveis em uma plataforma de força, quando com a visão normal e com o uso de um óculos que tornava a visão embaçada, no intuito de simular o efeito da catarata, diminuindo as informações de contraste. Os resultados indicaram que quando com

a visão embaçada houve um aumento da fase de duplo apoio ao descer e na oscilação postural tanto para subir como para descer o degrau. Também Lee et al. (2003) observaram idosos com e sem comprometimento visual e concluíram que os que possuíam déficit visual apresentaram alterações significativas na escala de Berg nas atividades em posição Tandem, apoio unipodálico e teste de alcance. Os achados destes estudos enfatizam a importância das informações visuais para o controle da postura e os prejuízos a segurança para as atividades de vida diária que são afetadas quando se tem presentes alterações e/ou deterioração no sistema visual.

Da mesma forma, o sistema vestibular é primordial ao controle da postura, este se responsabiliza por detectar informação referente ao posicionamento e movimento da cabeça. É constituído pelos órgãos otolíticos (que abrangem o sáculo e utrículo) e os canais semicirculares. Os órgãos otolíticos são sensíveis a mudanças no ângulo e na aceleração linear da cabeça. Já os canais semicirculares são sensíveis aos movimentos de rotação e aceleração angular da cabeça (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Ganança et al. (2006) observaram as circunstâncias e consequências de quedas em 64 idosos com idade média de 73 anos decorrentes da vestibulopatia crônica. Os achados demonstram que o envelhecimento é uma possível causa de perda da função vestibular, sendo comum o aparecimento de sintomas otoneurológicos como vertigem, desequilíbrios, perda auditiva, zumbido. Entre os idosos participantes, 25% apontam a vertigem como causa de queda e, ainda 21,9% apresentaram restrição das atividades de vida diária após a última queda.

Além dos sistemas visual e vestibular, o somatossensorial também contribui com informações para o controle da postura. O sistema somatossensorial abrange a função do tato discriminativo e da propriocepção, além da nocicepção e da sensação térmica. Os receptores envolvidos no tato e na propriocepção são chamados de mecanorreceptores. As estruturas responsáveis pelo tato incluem mecanorreceptores cutâneos e subcutâneos (corpúsculos de Meissner, discos receptores de Merkel, corpúsculos de Pacini, terminação de Ruffini). Também importante para a manutenção da postura ereta, a propriocepção integra informação sobre posição e movimento dos membros e do corpo sem o uso da visão (GARDNER; MARTIN; JESSEL, 2003). As estruturas envolvidas na propriocepção são mecanorreceptores musculares e esqueléticos (receptores do fuso muscular, órgãos tendinosos de Golgi, receptores das cápsulas articulares, terminações livres sensíveis a estiramento).

Doenças como a hanseníase podem afetar o funcionamento do sistema somatossensorial, indivíduos acometidos por esta doença apresentam alteração

somatossensória tanto nas mãos quanto nos pés, o que implica diretamente na eficácia do controle da postura (MERCADANTE, 2010). Do mesmo modo, a neuropatia diabética ocasiona danos ao nervo periférico, que resulta em alterações sensoriais e motoras com consequentes prejuízos as tarefas posturais de vida diária (RAZUK; LOPES; BARELA, 2010; SALES; SOUZA; CARDOSO, 2012).

As contribuições das informações somatossensoriais estendem-se também ao sistema háptico. Frequentemente, estudos sobre funcionamento háptico aborda atividades de exploração manual ativa. Em termos gerais, a exploração háptica permite a identificação das características ambientais e de objetos a partir da estimulação de mecanorreceptores da pele, músculos, tendões e articulações. O sistema háptico em tarefas de toque integra informações das partes ou áreas corporais estimuladas sendo possível obter informações sobre a posição corporal no espaço (BURTON, 1993; GENTAZ; BAUD-BOVY; LUYAT, 2008). A informação háptica durante tarefas de exploração manual ativa pode ser incorporada ao sistema de controle postural, resultando em redução da oscilação corporal (JEKA, 1997).

Gibson (1966) dividiu o sistema háptico em três subsistemas: o toque cutâneo, toque háptico e o toque dinâmico. O toque cutâneo e o toque háptico são caracterizados pela estimulação da pele e tecidos profundos. Entretanto, no toque cutâneo o movimento articular está ausente, enquanto que no toque háptico o mesmo está presente. O toque dinâmico envolve, além da estimulação da pele e tecidos, o *input* referente à atividade muscular, estados de tensão de músculos e tendões das mãos e dos braços, bem como integra informação de mecanorreceptores que se modificam durante o manuseio de determinado objeto. O toque dinâmico é o tipo de toque que mais se observa nas atividades diárias de manipulação manual, por exemplo, ao segurar, levantar, rodar ou carregar algum objeto.

Observa-se, portanto, que as informações sensoriais, cada qual com suas características, auxiliam o sistema nervoso central na realização de constantes ajustes posturais (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011). Todavia, o sucesso de tais ajustes também depende da atividade motora decorrente. Desse modo, vê-se que a eficácia do sistema de controle postural se dá na eficiente relação entre informação sensorial e atividade motora (BARELA, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996).

A organização da atividade motora envolve padrões de ativação muscular chamados de estratégias ou sinergias do controle postural (GRAAF-PETERS et al., 2007; HADDERS-ALGRA, 2005; NASHNER; MCCOLLUM, 1985). Sinergia motora pode ser definida como uma ação integrada de determinados grupos musculares com um objetivo comum. Tal

integração simplifica as demandas de controle sobre o sistema nervoso central (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Nashner e Mccollum (1985) descrevem as sinergias ou estratégias de controle postural que ocorrem nas articulações de tornozelo e de quadril. Em postura ortostática, a estratégia do tornozelo é utilizada para recuperação da estabilidade postural por meio da translação horizontal tendo como referência a superfície de apoio. O corpo se inclina como um único segmento de “pêndulo invertido” exercendo força ao redor da articulação do tornozelo. Já na estratégia de quadril são observados movimentos rápidos em torno da articulação do quadril, o qual movimenta o corpo como um “pêndulo invertido de segmento duplo”, o que geralmente ocorre quando o indivíduo se encontra em superfícies instáveis como pranchas, almofadas, ou terrenos estreitos.

Devido à simultânea contribuição da atividade motora e das informações sensoriais, o sistema de controle postural consegue cumprir dois objetivos comportamentais: 1) a orientação postural, que implica em manter a posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos corporais e ao ambiente; e 2) o equilíbrio postural, relacionado ao equilíbrio das forças internas e externas durante as ações motoras (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Na intenção de compreender o cumprimento de tais objetivos, de orientação e equilíbrio posturais, diversos estudos se propõem a observar por meio de métodos quantitativos a oscilação do corpo. A técnica mais utilizada a este fim é a posturografia, que tem o centro de pressão (CP) como sua principal medida de avaliação. O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que agem sobre a superfície de suporte, expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo em uma plataforma de força. (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2010).

Entre as variáveis do CP mais utilizadas estão a trajetória, a área e a amplitude média de oscilação que evidenciam-se como parâmetros efetivos no monitoramento da oscilação postural (KIM; FERDJALLAH; HARRIS, 2009; DONKER et al., 2007). Assim, também, a velocidade média do CP é outra variável muito utilizada em diversos estudos e, associa-se a quantidade de atividade regulatória requisitada pelo sistema de controle da postura (MAKI; HOLLIDAY; FERNIE, 1990).

Harris et al. (1993) observaram 7 variáveis do CP, dentre as quais a trajetória de deslocamento e a amplitude de oscilação anteroposterior e mediolateral, como parâmetros efetivamente adequados na análise postural entre indivíduos com e sem paralisia cerebral (PC) em condições de uso ou não da visão. Assim, também, Pavão et al. (2014) empregaram as variáveis do CP de deslocamento anteroposterior e mediolateral, área e velocidade

oscilação em um grupo com PC em relação ao controle postura estático e habilidades funcionais.

Em postura ereta com pés paralelos Costa et al. (2013) utilizaram a variável de velocidade média do CP, nas direções anteroposterior e mediolateral, para observar os efeitos prévios e posteriores à aplicação da eletroestimulação funcional em indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico. Da mesma forma, Mercadante (2010) usou a velocidade resultante do CP e, também, a área de oscilação CP para visualizar o comportamento postural de indivíduos com hanseníase. Assim, também Paiva et al. (2014), por meio, da análise da área de oscilação do CP observaram o comportamento postural antes e após a aplicação de um protocolo de treinamento de caratê na demência mista.

## **2.2 Sistema háptico no controle postural**

Muitos estudos propuseram analisar as respostas hápticas em diferentes tarefas motoras como na discriminação tátil de objetos (KLATZKY, 1993) e no controle da postura. (CARELO; TURVEY, 1996; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2004; MATTHEWS, 1988; PAGANO; RILEY et al., 1997). O papel do sistema háptico no controle da postura foi analisado por Jeka e Lackner (1994) através das respostas posturais de indivíduos que permaneciam na postura ortostática em posição tandem, ao mesmo tempo em que tocavam com o dedo indicador direito uma superfície rígida. Eles constataram que, quando o contato com a superfície era feito apenas por um toque leve ( $<1$  N), a oscilação postural diminuía, sugerindo que a informação sensorial (háptica) pelo toque sem suporte mecânico contribuía para que a resposta eferente fosse suficiente para a estabilização postural. Da mesma forma, Jeka e Lackner (1995) verificaram que, independentemente de tocar uma superfície com textura áspera ou lisa, a oscilação postural diminuía em até 50%. Além disso, Clapp e Wing (1999) confirmaram que as contribuições do toque leve estendem-se a posturas mais estáveis como em bipedestação com os pés paralelos.

Dos estudos com o toque leve iniciados por Jeka e Lackner (1994), constatou-se que as aferências hápticas são capazes de contribuir para a orientação espacial do corpo, uma vez que possibilitam que respostas motoras sejam efetivadas adequadamente (e.g., a ativação dos músculos fibulares). A ativação dos músculos fibulares foi observada em tarefas com e sem o toque leve. Todavia, o que possivelmente potencializou a diminuição da oscilação postural na condição com o toque leve foi a ativação de outros grupos musculares em torno do tronco, (JEKA, 1997).



Outra explicação para a redução de oscilação postural com o toque leve é a precisão somatossensória da região de contato dos dedos. Os receptores cutâneos são mais densamente distribuídos nos dedos e mãos do que outras partes do corpo como, por exemplo, nos pés. Em testes sensoriais como na discriminação entre dois pontos, a região da ponta dos dedos é capaz de sentir estímulos com diferenças muito pequenas (JEKA, 1997).

Além das superfícies rígidas, o toque leve foi testado em aparatos de contato do tipo flexíveis (LACKNER, RABIN, DIZIO, 2001), móveis (ALBERTSEN; JEAN; BERTON, 2010, 2012), no próprio corpo (NAGANO et al., 2006) e, ainda durante a marcha (DICKSTEIN; LAUFER, 2004). Nagano et al. (2006) propuseram analisar as contribuições das aferências hápticas enquanto os dedos mantinham o contato leve sobre a parte superior das coxas sem que houvesse suporte mecânico. Os autores observaram resultados significativos de atenuação da oscilação, principalmente, na condição de equilíbrio mais instável, na qual os indivíduos permaneciam em postura ortostática com os olhos fechados, em um disco de equilíbrio pneumático. Embora a redução da oscilação com o toque leve no próprio corpo do indivíduo tenha sido menor em comparação a uma superfície rígida, a regulação postural em atividades dinâmicas como a marcha pode ser beneficiada a partir do contato leve das mãos no próprio corpo, contribuindo até mesmo na prevenção de quedas.

Lackner, Rabin, e Dizio (2001), utilizando o toque leve em superfícies rígidas e não rígida (com filamentos flexíveis), observaram que o toque em filamentos flexíveis também reduz a instabilidade postural, embora com impacto inferior em comparação com a superfície rígida. Resultados semelhantes foram encontrados por Albertsen, Jean, e Berton (2010) ao testarem o toque leve por meio de um bastão em condições fixas e móveis. Nas duas tarefas foi possível alcançar estabilidade postural, o que indica possível uso das aferências hápticas em atividades dinâmicas e funcionais. Dickstein e Laufer (2004) reforçam a utilidade da informação háptica em atividades motoras dinâmicas. Os pesquisadores testaram o uso do toque leve simultâneo ao andar em esteira e constataram que, pelo toque leve, houve redução da oscilação postural bem como melhor orientação espacial nesta tarefa.

Da mesma forma Périco et al. (2013) observaram a influência da percepção háptica na estabilidade locomotora em um grupo de indivíduos saudáveis ao andar em uma trave de equilíbrio durante a condução de um cão. Nesta tarefa, as aferências hápticas foram mediadas pela guia do cão, a qual o indivíduo manejava. Os autores identificaram que, nas condições em que os indivíduos foram restritos da visão, durante a tarefa de conduzir o cão, houve uma melhora significativa nas variáveis da marcha analisadas em comparação a condição sem o cão. Da mesma forma, resultados similares num estudo seguindo o mesmo protocolo foram

encontrados com deficientes intelectuais (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2013a). Esses resultados demonstram que o uso da guia do cão possibilitou a detecção da informação háptica pelos indivíduos e, assim, contribuiu para a estabilidade locomotora na ausência da visão.

Mauerberg-deCastro (2004), com base nos benefícios da informação háptica para controle da postura em contextos dinâmicos, propôs um modelo denominado “âncora”. Neste o indivíduo pode expandir as referências espaciais visando alcançar a estabilização postural. O sistema âncora possibilita um tipo de ancoragem entre uma dada carga, que permanece no chão, com uma haste flexível anexa a esta carga. A tarefa do indivíduo é de puxar as hastes com as mãos o suficiente para sentir a resistência da carga em contato com o chão, mas sem levantá-la. A exploração das hastes, manuseio das âncoras, caracteriza um mecanismo de variação de força durante a tarefa, o que possibilita a integração das aferências hápticas, informações úteis para a orientação de todo o corpo e as suas partes em relação ao solo. O resultado é a diminuição da oscilação corporal. Embora a informação para o controle postural seja integrada pelo manuseio das hastes flexíveis das âncoras, é importante levar em consideração que, braços, cabeça, tronco, pernas, estão todos envolvidos na tarefa postural (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014).

Estudos com o sistema âncora mostraram resultados positivos em tarefas posturais, tais como com jovens adultos (MAUERBERG-DECASTRO, 2004), crianças (CALVE, MAUERBERG-DECASTRO, 2005), idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; RINALDI; MORAES, 2013) e deficientes intelectuais (MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, 2013b).

Calve e Mauerberg-deCastro (2005) analisaram os efeitos da ancoragem em crianças com desenvolvimento típico de 5 a 7 anos. Na tarefa do estudo, os participantes andaram em uma trave de equilíbrio, com os olhos vendados, com e sem o uso das âncoras. Os resultados mostraram que crianças mais velhas (i.e., 7 anos) se beneficiaram mais da ferramenta no controle postural quando comparadas às crianças mais jovens (i.e., 5 e 6 anos). Provavelmente isso se deveu à limitação na compreensão da tarefa e atitude irreverente na tarefa pelas mais novas.

Em idosos saudáveis, Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) observaram que, quando empregado o sistema âncora, os participantes exibiram maior estabilidade em postura ortostática sobre uma plataforma de força na posição semi-tandem. Entretanto, não encontraram efeito duradouro no controle postural após uso sistemático das âncoras.

Ainda, para analisar os efeitos do uso intermitente do sistema âncora em idosos Freitas, Mauerberg-deCastro e Moraes (2013) delinearam um experimento composto por diferentes frequências de prática com o sistema âncora. Foram determinados três grupos 0% (sem âncoras), 50% (metade das tentativas com âncora) e 100% (somente uso das âncoras). Todos os grupos cumpriram as 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 menor oscilação postural do que no grupo de 100% e 0%, após 24 horas. Tais resultados demonstram que o contraste entre as tentativas com e sem âncora no grupo de 50% pode ter contribuído para o sistema postural se adaptar e, assim, demonstrar maior eficiência no controle da postura.

O uso do sistema âncora em deficientes intelectuais também demonstrou benefícios no controle postural (MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, 2013b). Mauerberg-deCastro, Moraes e Campbell (2012) observaram o uso do sistema âncora em um grupo de deficientes intelectuais e em um grupo controle. O experimento contou com as fases de pré-teste, prática e pós-teste, e o uso das âncoras foi proposto somente na fase prática. Os resultados mostraram uma redução na oscilação postural na fase prática comparada à fase pré-teste. Na fase pós-teste (i.e., sem uso do âncora) a oscilação foi maior que na de prática, todavia menor que no pré-teste (i.e., sem uso do âncora). Tais achados reafirmam a contribuição do sistema âncora para o controle da postura, mesmo que em um curto período de tempo, tanto no grupo de deficientes intelectuais quanto no controle.

Resultados preliminares apresentados por Mauerberg-deCastro et al. (2013b) demonstram que após 24 sessões de intervenção durante 3 meses com uso do sistema âncora em atividades de equilíbrio em aulas de educação física adaptada a utilização do sistema âncora possibilitou uma redução na oscilação postural. Este estudo foi pioneiro em transferir tarefas com o sistema âncora para situações de prática em caráter terapêutico.

Pelos estudos apresentados, tanto com o uso de ferramentas rígidas e não rígidas, principalmente em contextos dinâmicos, constata-se a relevância das aferências somatossensoriais e do toque dinâmico que o sistema háptico contabiliza para a orientação espacial do corpo (JEKA et al., 1997). Resultados importantes já foram observados em populações específicas em indivíduos com doença de Parkinson (FRANZÉN et al., 2012), com esclerose múltipla (KANEKAR; LEE; ARUIN, 2013), na disfunção vestibular bilateral (LACKNER et al., 1999), idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; REGINELLA; REDFERN; FURMAN, 1999; RINALDI; MORAES, 2013) e deficientes

intelectuais (MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, 2013b). Estes resultados apontam que ferramentas (rígidas e não rígidas) poderiam potencialmente auxiliar indivíduos que apresentam limitações no controle da postura e na mobilidade para a reabilitação e na realização de suas atividades diárias de forma funcional e independente (ALBERTSEN; JEAN; BERTON, 2010, 2012; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; MAUERBERG-DECASTRO, 2004).

### **2.3 Paralisia cerebral**

A PC é a causa mais comum de deficiência motora na infância afetando cerca de duas crianças a cada 1000 nascidos vivos. A PC compreende um grupo de condições heterogêneas em relação a causa e manifestação (HIMMELMANN, 2013; KRÄGELOH-MANN; CANS, 2008;).

A definição de PC é de um grupo de desordens do desenvolvimento do movimento e postura, causando limitação da atividade motora, atribuídos a distúrbios não progressivos ao cérebro em desenvolvimento na fase do desenvolvimento fetal ou infantil. As desordens motoras da PC são frequentemente acompanhadas por déficits sensoriais, cognitivos, perceptivos, comportamentais e/ou episódios convulsivos (BAX et al. 2005). A distribuição topográfica das desordens motoras pode acometer apenas um lado do corpo o que caracteriza a hemiparesia; ambos os lados do corpo com maior envolvimento dos membros inferiores como na diparesia, ou ainda envolver o corpo todo que é o caso da quadriparesia (NASHNER, 1983).

As desordens motoras contribuem importantemente para a complexidade da PC (PAPAVASILIOU, 2009), provocando anormalidades do tônus e movimentos involuntários. Dentre as anormalidades do tônus a espasticidade é a de maior incidência implicando em hipertonia que apresenta aumento dos reflexos de estiramento tônicos dependentes da velocidade do movimento (LANCE, 1980; SHEEAN, 2002). Já entre os movimentos involuntários são destacados a atetose, córeia e distonia, caracterizados pelo tônus flutuante ou inconstante (BERKER; YALÇIN, 2008; CANS, 2000; EKMAN, 2004).

Tanto na PC espástica hemiparética quanto na diparética estão presentes alterações nas respostas neuromusculares com o início tardio e desorganização nas contrações musculares, além de excesso de coativação dos antagonistas em tarefas posturais, com recrutamento próximo-distal. Tais alterações explicam as dificuldades no ajuste fino no grau de contração muscular para a postura em tarefas específicas, o que ocasiona menor eficiência em atividades

mais complexas como a manutenção da postura ortostática e a marcha (VAN DER HEIDE; HADDERS-ALGRA, 2005). Assim, o repertório motor da criança com PC possui amplas e variáveis manifestações, severidade e comorbidades que podem ser vistas mais como um complexo de sintomas do que como uma doença específica, cujo denominador comum é o fato de ser decorrente de lesão não progressiva do sistema nervoso central imaturo (BAX, 2005; GIANNI, 2007; OZU; GALVÃO, 2007).

Nashner (1983) observou que crianças com PC espástica hemiparética apresentam atraso para iniciar a contração da musculatura de tornozelo, demonstrando uma sequência de ativação proximal para distal na resposta muscular. Esta sequência mostra uma ativação dos músculos isquiotibiais e quadríceps anteriormente ao gastrocnêmico e tibial anterior. Além disso, este grupo de PC demonstrou cocontração de músculos agonistas e antagonistas. Este comportamento modificado nas respostas neuromusculares desencadeia uma recuperação mais lenta e menos organizada ao equilíbrio.

Nessa direção, Burtner, Qualls e Woollacott (1998) e Woollacott et al. (1998) constataram que indivíduos com PC espástica diparética apresentam o mesmo recrutamento muscular reverso, ou seja, de ativação proximal para distal, tal como encontrado por Nashner (1983). Observaram ainda as consequências de alterações mecânicas no controle postural que, no caso da PC espástica diparética, é evidente com a marcha em agachamento. Ou seja, nesta postura há também um aumento da cocontração de agonistas e antagonistas e a reversibilidade da sequência da contração muscular para próximo-distal. Esses achados indicam que as mudanças biomecânicas no alinhamento corporal somado às alterações do sistema nervoso central acarretam os déficits posturais na PC.

De acordo com o quadro neuromotor deficitário na PC é nítido o atraso ou interrupção do desenvolvimento sensorio motor com mecanismos de reação postural insuficientes. Essas alterações culminam em déficit do controle postural, os quais são imprescindíveis para a aquisição da posição ortostática (WOOLLACOTT et al., 1998). Nas crianças com PC a principal disfunção postural é a dificuldade de coordenar a ativação da musculatura postural em uma sequência correta e que viabilize especialmente a realização de atividades funcionais (BROGREN; HADDERS-ALGRA; FORSSBERG, 1998; GRAAF-PETERS et al., 2007).

O estudo de Barela et. al (2011) salienta o reduzido repertório sensorial e motor da PC no controle da postura ereta. A proposta dos autores foi de utilizar o paradigma da sala móvel entre indivíduos com PC e desenvolvimento típico, de 6 a 15 anos. Um dos objetivos foi examinar o acoplamento entre informação visual e a oscilação postural dos indivíduos. Os resultados encontrados demonstraram que o grupo de PC, apesar de apresentar

comportamento semelhante ao grupo de desenvolvimento típico em relação à manipulação da informação visual e ao movimento da sala, exibiu maior oscilação postural, com valores de amplitude média de oscilação maiores. A amplitude média de oscilação corresponde à variação da oscilação do tronco.

Rose et al. (2002) utilizaram os dados do CP na investigação a atividade postural na PC manipulando o acesso à informação visual. Observaram 23 participantes entre 5 e 18 anos, com PC espástica diparética em postura ereta quieta com e sem o uso da visão. Os autores encontraram que a velocidade do CP foi significativamente maior nas condições sem visão. Este achado sugere que indivíduos com PC apresentam maior dependência do estímulo visual na manutenção da postura ereta. Além disso, não encontraram correlação significativa com a análise da tarefa postural testada e a idade dos participantes com PC. A partir disto, os autores apontaram que possivelmente a maturação não teria influencia no controle da postura, assim como fatores de localização e severidade da lesão cerebral.

Da mesma forma, Costa, Carvalho e Braccialli (2011) analisaram o controle postural em postura ereta quieta, de 16 participantes espásticos diparéticos e hemiparéticos e atáxicos, de 6 a 15 anos, e encontraram maiores valores para as variáveis de comprimento da trajetória total e amplitude de deslocamento anteroposterior e mediolateral do CP nas condições com privação visual. E, assim como Rose et. al (2002), eles não encontraram correlação destas variáveis com a idade dos participantes. Os autores sugerem que uma possível explicação para o aumento da oscilação postural, vistas pelas variáveis do CP, na ausência da visão, seja devida ao atraso do desenvolvimento neuromotor comumente observado na PC, o qual poderia levar a respostas insuficientes de outros sistemas sensoriais como o somatossensorio e vestibular.

Nobre et al. (2010) não obtiveram diferenças significativas na análise estatística em relação as situações em postura ortostática com e sem visão entre um grupo de PC espástico diparético (10 participantes com idade média de 7,9 anos) e um grupo de desenvolvimento típico (9 participantes com idade média de 7,5 anos). Apesar dos achados em relação às aferências visuais, os autores encontraram diferença significativa entre a amplitude de oscilação média anteroposterior entre os grupos e, indicaram que o grupo PC demonstrou maior oscilação que o grupo de desenvolvimento típico. Neste mesmo sentido Correa et al. (2007) observaram maiores valores para as variáveis de amplitude média de oscilação e velocidade média tanto na direção anteroposterior quanto na mediolateral no grupo de PC espástico diparético (10 participantes com idade média de 7,3 anos) em comparação ao grupo de desenvolvimento típico (10 participantes com idade média de 7,6 anos).

No estudo de Catai (2012), as condições experimentais viabilizaram manipular as informações visuais e somatossensoriais em tarefas de controle postural em crianças com PC e de desenvolvimento típico. Os participantes mantiveram a postura ortostática ao mesmo tempo que permaneciam sobre uma superfície de apoio estável (rígida) ou instável (espuma) em tarefas com os olhos vendados e visão plena. As variáveis de trajetória, área e velocidade total do CP foram utilizadas. Os achados demonstram que apesar do grupo de PC apresentar maiores valores para todas estas variáveis em comparação ao grupo de desenvolvimento típico, foi encontrada diferença significativa para as variáveis do CP somente, na condição de superfície instável com visão (i.e., maior oscilação postural). Os autores sugerem que os indivíduos com PC teriam maior dependência da informação somatossensorial do que da visual, uma vez que com a instabilidade ocasionada pela espuma, a visão não foi suficiente em fornecer suporte para manter a estabilidade postural.

### 3 JUSTIFICATIVA

Em virtude do desenvolvimento sensoriomotor atípico, o qual desencadeia prejuízos para o sistema de controle postural na PC, considera-se importante elucidar o funcionamento postural na PC e, ainda introduzir novas formas de uso de instrumentos e ferramentas que potencializem o sucesso da reabilitação e promovam a funcionalidade para esta população.

Com esse intuito, o presente estudo propõe, através do uso do sistema âncora, analisar a contribuição das aferências hápticas no sistema postural de indivíduos com PC. Esta proposta baseia-se nos achados de estudos realizados em diversas populações que utilizaram o sistema âncora como um meio de diminuir a oscilação postural. Pessoas com PC tem uma característica particular na dificuldade de controlar a postura, especialmente se este controle depende de ações voluntárias para antecipar perdas de equilíbrio. Apesar de já existirem diversas técnicas associadas à intervenção terapêutica convencional que contribuem para ganhos ao sistema de controle postural, a escolha de utilização do sistema âncora destaca-se pela simplicidade de sua construção e baixo custo, além da praticidade e do dinamismo de incluí-lo em diversas atividades com finalidades terapêuticas e/ou educacionais.

Além disso, uma forma de exemplificar o mecanismo prático de funcionamento do sistema âncora consiste na ideia de que a partir da exploração das hastes flexíveis, naturalmente ocorrerá tensão mínima no seu manuseio ao passo que o corpo oscila. Tal fato possibilita que o indivíduo capte informações acerca das referências ambientais e, assim consiga se reorientar no espaço. Tais aferências podem ser mais eficientes em desencadear respostas para manutenção do corpo dentro de limites de estabilidade. Pequenas oscilações podem ser mais rapidamente detectadas pelo sistema háptico a partir da variação de tensão das hastes, enquanto que por outro sistema sensorial como o vestibular, por exemplo, seriam necessários, também, deslocamentos da cabeça para o retorno ao estado de equilíbrio.

Ao testar a aplicabilidade do sistema âncora na PC, o presente estudo inicia a possibilidade de novas formas de protocolos de intervenção que colaborem para a promoção da independência nas atividades de vida diária destes indivíduos.



## **4 OBJETIVOS**

### **4.1 Objetivo geral**

- Analisar se indivíduos com PC utilizam a informação háptica, sistema âncora, durante tarefas de controle postural.

### **4.2 Objetivos específicos**

- Analisar efeitos da restrição visual e superfícies de apoio estável (na superfície da plataforma de força) e instável (com a espuma) na habilidade de indivíduos com PC integrarem a informação háptica em tarefas posturais, observando o comportamento da magnitude de oscilação postural e as respostas posturais regulatórias.
- Analisar a força de puxada e o pico máximo da força de puxada envolvida no manuseio do sistema âncora em condições com e sem visão, em superfície de apoio estável (na superfície da plataforma de força) e instável (com a espuma).
- Analisar se existe diferença entre a tensão empregada entre mão direita e mão esquerda durante a ancoragem háptica que reflita assimetria de controle motor.

## **5 HIPÓTESE**

Espera-se corroborar os resultados encontrados na literatura com o uso da informação háptica através do sistema âncora para atenuação da taxa de oscilação postural também na PC.

Possivelmente o sistema âncora exerça um efeito de atenuação nos níveis de oscilação postural, principalmente nas condições mais instáveis, com privação visual e na superfície instável de apoio dos pés.

Espera-se encontrar diferenças entre o manuseio do sistema âncora entre a mão direita e esquerda. Isto, considerando os possíveis déficits sensoriais e motores que podem estar presentes em algum nível nos participantes.

## 6 MÉTODO

### 6.1 Procedimentos éticos

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 101/2012 (ANEXO A). Para a participação no estudo os responsáveis pelos participantes foram solicitados a assinar o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A). E, após a autorização dos responsáveis, a coleta de dados foi agendada.

### 6.2 Participantes

Para o recrutamento de participantes foram contatados o *Centro de Habilitação Infantil – Princesa Victória* e a *Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE)* ambos da cidade de Rio Claro. O aceite do convite de parceria no recrutamento de participantes pelas instituições foi condicionado ao envio do projeto de pesquisa, o parecer do comitê de ética juntamente com um ofício. Ao todo foram selecionados 32 participantes das duas instituições, entretanto, somente 20 puderam realizar todas as etapas do estudo, visto que os outros não atenderam a todos os critérios de inclusão.

Tendo em vista que os participantes foram provenientes destas duas instituições específicas da cidade de Rio Claro a amostra denominada para este estudo foi a de conveniência que, segundo Vieira (1980), caracteriza-se por reunir elementos disponíveis de determinado local ou região.

Após primeiro contato e posterior aceite das instituições foi agendado um dia específico para a seleção dos participantes, juntamente com o fisioterapeuta responsável de cada instituição. A caracterização dos participantes está descrita no ANEXO B.

### *6.2.1 Critérios de inclusão*

- Diagnóstico de PC.
- Classificação da GMFCS<sup>1</sup> em um dos níveis: I ou II.
- Manter-se em postura ortostática sem meio auxiliar.

### *6.2.2 Critérios de exclusão*

- Aplicação de bloqueios neuroquímicos nos últimos seis meses.
- Outros comprometimentos neurológicos, intelectuais, visuais e ortopédicos que impossibilitassem a realização das tarefas.
- Déficits na sensibilidade tátil constatados pelo teste do estesiômetro.
- Não autorização ou assinatura em termo de consentimento por responsável legal ou do participante.

## **6.3 Local**

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Ação e Percepção (LAP) do Instituto de Biociências da UNESP, campus Rio Claro.

---

<sup>1</sup> A GMFCS é composta por cinco níveis: I) a criança anda sem limitações; II) anda com limitações; III) utiliza algum dispositivo portátil para marcha; IV) mobilidade com limitações e uso de dispositivos para marcha comunitária; V) mobilidade severamente comprometida, faz uso de cadeira de rodas (PALISANO et al., 1997).

## 6.4 Equipamentos e Materiais

Foi utilizada plataforma de força AMTI AccuGait, Watertown, MA, EUA, com dimensões 50 x 50 x 4 cm (Figura 1). A frequência para aquisição de dados utilizada foi de 120 Hz.

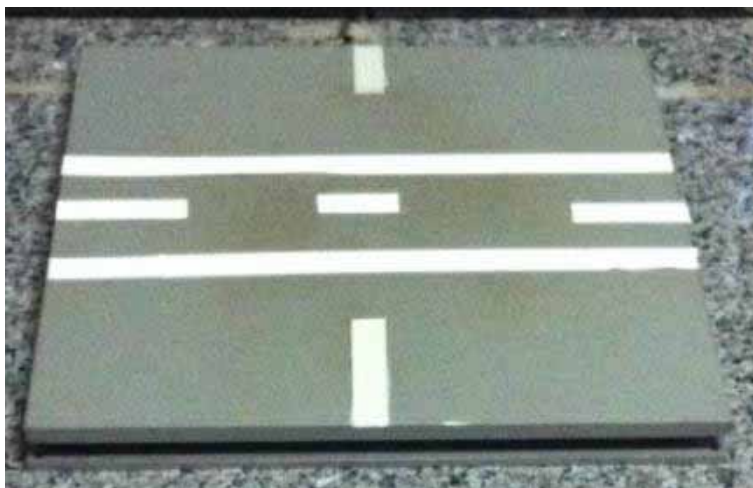


Figura 1: Plataforma de força


Foram utilizadas duas células de carga EMG System, que processam 60 Hz cada canal (capacidade máxima). Os dados fornecidos pelas células de carga são dimensionados em Newtons (N) (Figura 2). Cada célula de carga foi acoplada a uma anilha de 8 Kg para se evitar o deslocamento do solo.



Figura 2: Células de carga

A sensibilidade foi testada por meio de teste com Estesiômetro - SORRI-BAURU. O teste de sensibilidade com estesiômetro de mãos direita e esquerda nas regiões das falanges distais, médias e proximais e dos pés direito e esquerdo nas regiões falanges distais, médias e proximais, e do calcâneo. Optou-se por testar estas regiões pois foram as mais envolvidas na tarefa experimental, evitando, dessa forma, respostas incoerentes devido ao cansaço dos participantes. Utilizou-se para o teste uma placa de madeira com orifício, onde se encaixavam a mão ou pé a serem testados, de forma que o participante não visualizasse os estímulos que fossem feitos, obtendo-se assim maior fidedignidade nas respostas.

Foram seguidas as orientações do manual do estesiômetro SORRI para a aplicação do teste. A técnica indicada para manuseio foi de manter o filamento de nylon do estesiômetro perpendicular à superfície da pele do participante, pressionando até atingir força suficiente para curvar o filamento. O contato entre filamento e pele foi feito lentamente e mantido por aproximadamente um segundo e meio, repetido por até três vezes em cada local. Quando na presença calosidades testou-se em área próxima. Para a classificação seguiu-se o que indicado no manual como apresentado na Figura 3 (manual SORRI)



Aplicar os filamentos nessa sequência, até obter uma resposta afirmativa:	Se a primeira resposta afirmativa é ao Filamento dessa cor... Interpretação:
1 Filamento Verde: ( Nominal: 0,05 gf ) (0,49 mN)	- Sensibilidade dentro da faixa considerada normal para mão e pé.
2 Filamento Azul: ( Nominal: 0,2 gf ) (1,96 mN)	- Sensibilidade diminuída na mão, com dificuldade quanto a discriminação fina. Ainda dentro do "normal" para o pé.
3 Filamento Violeta: ( Nominal: 2,0 gf ) (19,6 mN)	- Sensibilidade protetora diminuída, permanecendo o suficiente para prevenir lesões. - Dificuldade com a discriminação de forma e temperatura.
4 Filamento Vermelho: ( Nominal: 4,0 gf ) (39,2 mN)	- Perda da sensação protetora para a mão, e às vezes, para o pé. - Vulnerável a lesões. - Perda da discriminação quente / frio.
5 Filamento Laranja: ( Nominal: 10,0 gf ) (98,1 mN)	- Perda da sensação protetora para o pé, ainda podendo sentir pressão profunda e dor.
6 Filamento Magenta: ( Nominal: 300 gf ) (2,94 N)	- Permanece a sensibilidade à pressão profunda e dor.
- Nenhuma resposta afirmativa	- Perda de sensibilidade à pressão profunda, normalmente não podendo sentir dor.

Figura 3: Estesiômetro e classificação

A fim de perturbar a estabilidade do participante, foi adaptada à plataforma de força uma espuma de densidade  $33 \text{ cm}^3$ , de dimensões  $50 \times 50 \times 3,5 \text{ cm}$ . Nas laterais da espuma foram costurados elásticos para manter adequado posicionamento da espuma na plataforma de força (Figura 4).

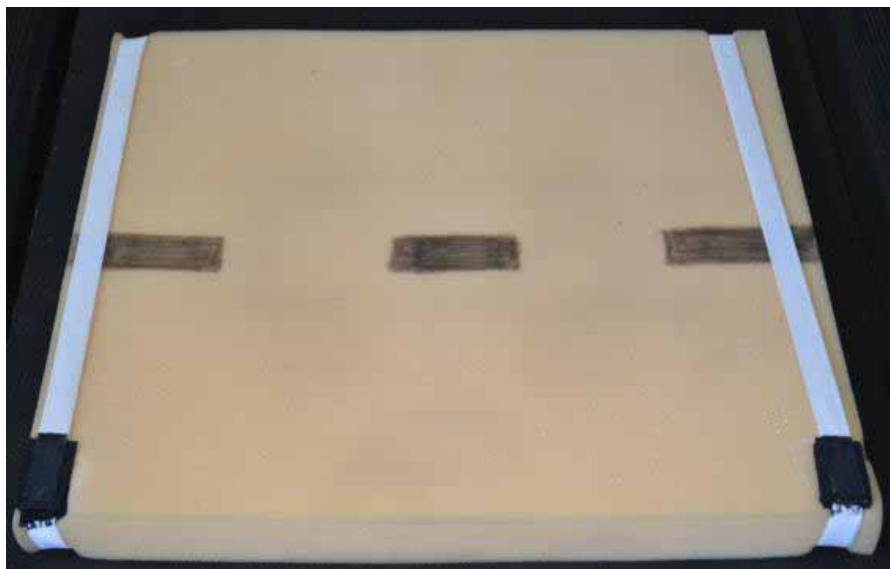


Figura 4: espuma

Para restrição da visão foram utilizados óculos de natação com lentes pintadas de preto (Figura 5).



Figura 5: Óculos para restrição visual



A conexão entre célula de carga e participante foi realizada por meio de duas hastes flexíveis de nylon (Figura 6).



Figura 6: Hastes flexíveis de nylon

## 6.5 Procedimentos para a coleta de dados

A coleta de dados foi contou com dois momentos: avaliação e realização da tarefa experimental.

### 6.5.1 Avaliação

A avaliação foi dividida em duas partes: a anamnese e o exame neuromotor.

Na anamnese foram coletadas informações a respeito do participante como dados pessoais, histórico da gestação, problemas associados, uso de medicamentos, aplicação de bloqueio neuroquímico, realização de cirurgias e terapias.

O exame neuromotor teve como principal objetivo a confirmação do tipo da PC bem como a classificação na GMFCS. Para isso observou-se o padrão postural durante a marcha e em postura ortostática e, quando necessário realizaram-se testes de força e tônus muscular para maior clareza na classificação da GMFCS e do tipo de PC. Também no exame neuromotor realizou-se o teste de sensibilidade com o estesiômetro.



### 6.5.2 Tarefa experimental

A tarefa experimental incluiu 8 condições experimentais advindas da combinação de três elementos chaves: a visão, a superfície de apoio dos pés e o sistema âncora. As 8 condições experimentais encontram-se descritas em um esquema na Figura 7.

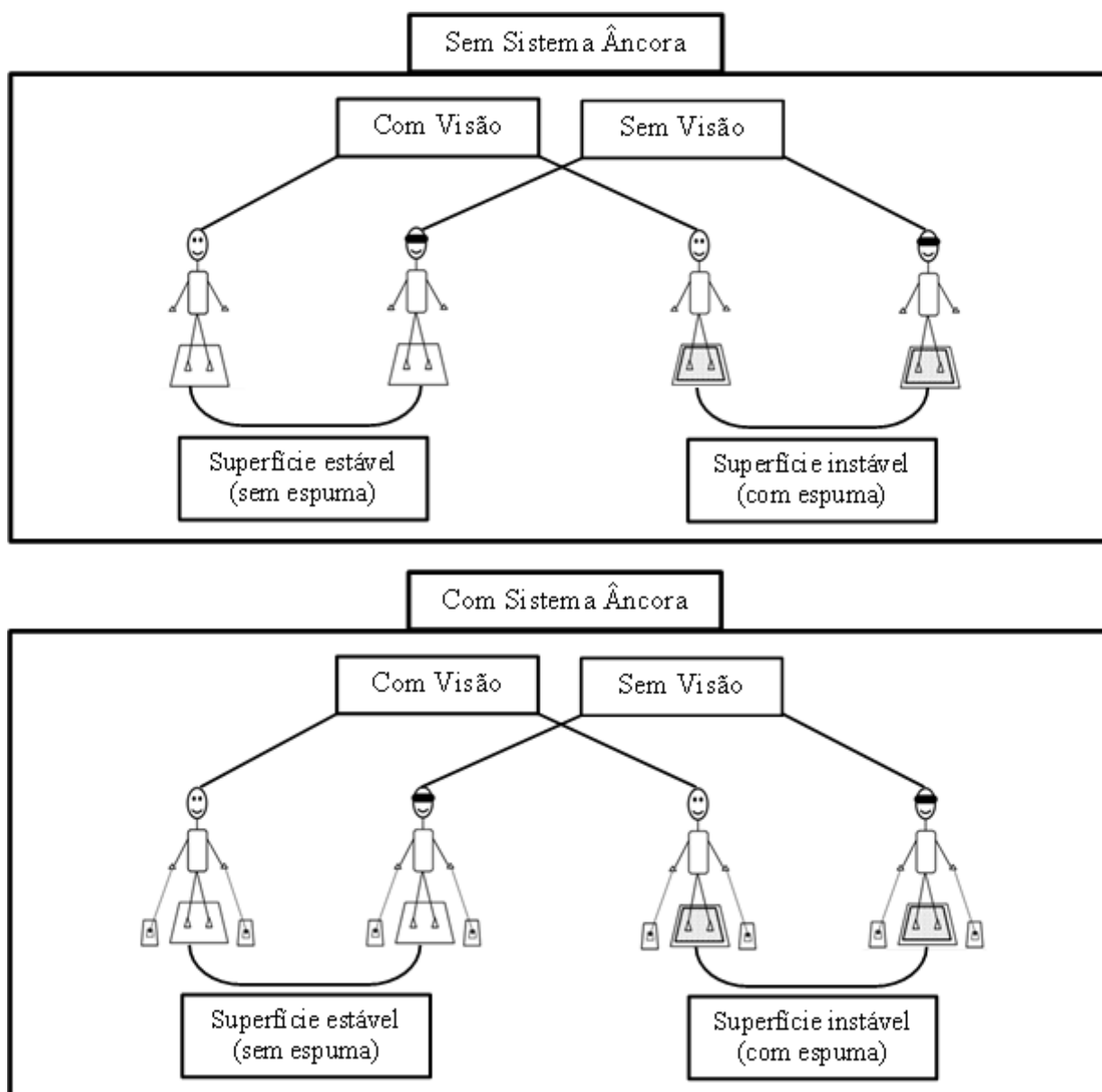


Figura 7: Esquema das condições experimentais

A descrição dos três elementos chaves e a manipulação de cada um para a constituição das condições experimentais está descrita abaixo:

- Visão: os participantes alternaram a realização da tarefa experimental com e sem a utilização da visão. Nas condições de restrição de visão utilizaram os óculos de natação com as lentes pintadas de preto.
- Superfície de apoio dos pés: Para promover uma superfície de apoio para os pés instável utilizou-se a espuma que foi acoplada a plataforma de força por meio de elásticos costurados em suas nas laterais que a mantinham presa a parte inferior da plataforma de força (Figura 8). Para as condições com superfície estável optou-se por usar a própria superfície da plataforma de força.



Figura 8: Espuma acoplada a plataforma de força com elásticos laterais

- Sistema âncora: para compor o sistema âncora foram usadas as duas células de carga e no parafuso central de cada célula de carga anexada a haste flexível (Figura 9). As células de carga foram posicionadas a frente da plataforma de força, contando que cada célula de carga coincidissem com a borda anterior da plataforma de força. Os participantes seguraram bilateralmente as hastes flexíveis mantendo-as tensas.

O uso da célula de carga permitiu mensurar a quantidade da força no manuseio das hastes flexíveis do sistema âncora.



Figura 9: Hastes flexíveis presas no parafuso central da célula de carga

Para todas as condições experimentais adotou-se a postura ortostática, mantendo os pés confortavelmente paralelos. Esta posição de pés foi escolhida considerando a segurança e a efetividade para os participantes realizarem a tarefa, visto que comumente se observa nesta população a ocorrência de deformidades osteomioarticulares e déficits de equilíbrio que impossibilitariam a concretização da tarefa experimental caso fosse escolhida uma posição de pés com maior grau de dificuldade como, por exemplo, a semi-tandem, além de ser uma forma de manter a confiabilidade na coleta dos dados. Para melhor orientar os participantes demarcou-se com fita adesiva e tinta preta a área da plataforma de força e espuma para posicionamento dos pés (Figura10).



Figura 10: Posicionamento dos pés na superfície estável e instável

Previamente ao início da tarefa experimental foram dadas orientações necessárias ao participante, bem como feita a familiarização com a postura escolhida e as situações de restrição visual com os óculos, estar sobre a superfície instável e manuseio das âncoras. A instrução de manuseio das âncoras foi de que mantivessem as hastes esticadas, não sendo necessária força extrema com a intenção de puxar nem de deixar as hastes de forma frouxa (Figura 11). Nas condições com visão pediu-se para que os participantes mantivessem o olhar a um alvo, círculo vermelho que permaneceu aproximadamente 1,50m de distância do participante na plataforma de força (Figura 11).

Ao lado do participante permanecia um instrutor para auxiliá-lo a subir e descer da plataforma de força, segurar as hastes, colocar e tirar os óculos, bem como para manter a segurança do mesmo em qualquer eventualidade.

Cada condição experimental foi repetida três vezes com 30 segundos de duração cada. Após a realização das três tentativas o participante descansava em média 3 minutos sentando-se em uma cadeira. A ordem das condições foi randomizada.

Na figura 11 apresenta-se o ambiente laboratorial onde foi realizada a tarefa experimental e a participante em uma das condições durante a coleta de dados.

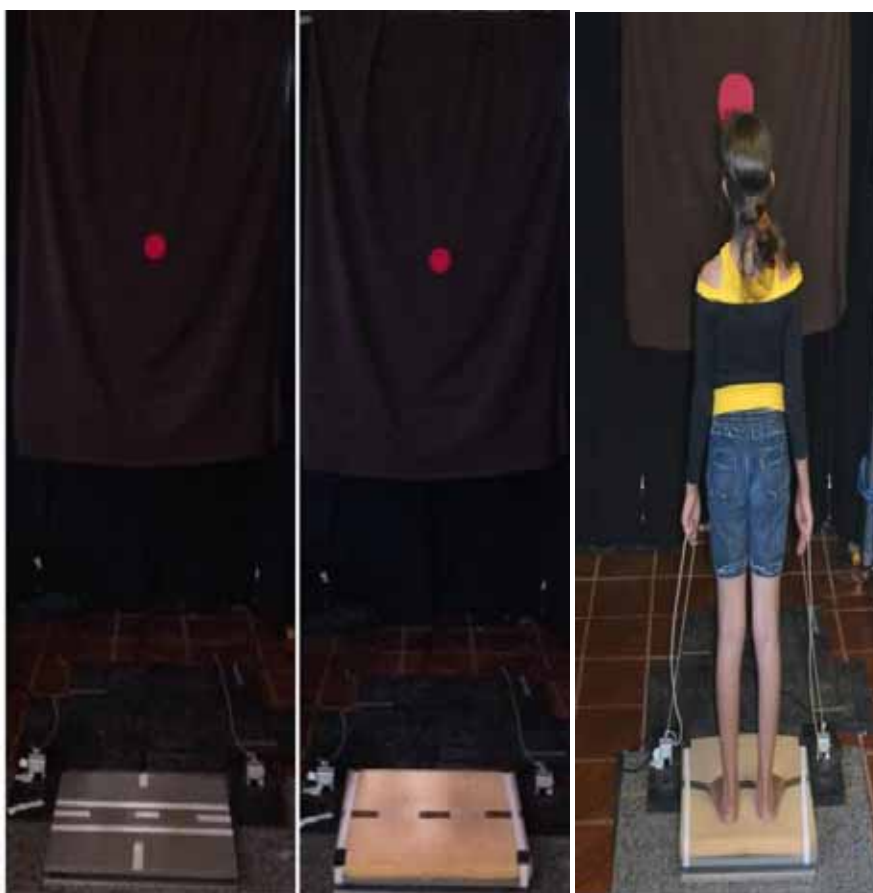


Figura 11: Ambiente laboratorial e participante durante a coleta de dados

## 6.6 Procedimentos para a análise de dados

### 6.6.1 Dados do CP

Os dados brutos do CP (sentidos mediolateral e anteroposterior), obtidos pelo software Balance Clinic, foram processados pelo software Matlab o qual forneceu as variáveis de trajetória total (Traj-total), amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ap), amplitude de oscilação média mediolateral (AMO-ml), velocidade média anteroposterior (Vm-ap) e velocidade média mediolateral (Vm-ml). Utilizou-se um filtro digital de Butterworth, 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 5 Hz. Realizou-se a média das 3 tentativas para cada uma das condições experimentais em cada variável.

As variáveis do CP foram calculadas da seguinte forma:

- Traj-total: calculada como a somatória dos deslocamentos escalares do CP (anteroposterior e mediolateral) durante o tempo total de cada tentativa.

- AMO: inicialmente calculado o desvio padrão do deslocamento do centro de pressão para cada intervalo de 2 s (separadamente para as direções anteroposterior e mediolateral). Posteriormente, foi calculada a média para todos os intervalos.

- Vm: calculada a trajetória total do CP dividida pela duração de cada tentativa para cada direção (anteroposterior e mediolateral) separadamente.

### 6.6.2 Dados do sistema âncora (células de carga)

As células de carga informam a magnitude de força de puxada no manejo das hastes flexíveis do sistema âncora em Newton (N).

Os dados fornecidos pelas células de carga foram importados pelo excel, para obtenção do cálculo da média de força de puxada e encontrado o pico máximo da força de puxada. Para tal foram consideradas as 3 tentativas dentro de cada uma das condições experimentais para ambas as variáveis.

## 6.7 Análise Estatística

As variáveis do CP (traj-total, AMO-ap, AMO-ml, Vm-ap, Vm-ml) foram submetidas à análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas seguindo os modelos *three-way* (sistema âncora, visão e superfície de contato com os pés) com testes a posteriori de Bonferroni para os efeitos principais encontrados.

Para as variáveis analisadas das células de carga (força de puxada e pico máximo de puxada) inicialmente, utilizou-se o teste *t* para amostras dependentes no intuito de verificar a presença de diferenças no manuseio do sistema âncora entre mão direita e esquerda. Como não se encontrou diferenças significativas para a maioria das variáveis optou-se por analisar os dados da célula de carga de forma conjunta, ou seja, realizando a média entre os dados da mão direita e esquerda e aplicando a ANOVA com medidas repetidas seguindo o modelo *two-way* (visão e superfície). O nível de significância para todas as análises foi definido em  $\alpha$  0,05.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 Resultados das variáveis do CP

#### 7.1.1 Trajetória total

Na Traj-Total verificou-se efeitos significativos para o sistema âncora ( $F_{1,19}=18,39$ ,  $p \leq 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,49$ ), a visão ( $F_{1,19}=42,63$   $p \leq 0,01$ ,  $\eta^2 = 0,69$ ) e a superfície ( $F_{1,19}=57,12$ ,  $p \leq 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,75$ ). Assim, também, observou-se interações significativas entre âncora e superfície ( $F_{1,19}=7,20$   $p=0,01$ ,  $\eta^2 = 0,27$ ), visão e superfície ( $F_{1,19}=6,76$   $p \leq 0,01$ ,  $\eta^2 = 0,26$ ) e, entre âncora, visão e superfície ( $F_{1,19}=6,93$ ,  $p \leq 0,01$ ,  $\eta^2 = 0,26$ ). O teste de Bonferroni, indicou diferenças significativas com e sem o uso do sistema âncora na presença da visão e superfície instável  $p=0,01$ , e com e sem o sistema âncora sem visão na superfície instável  $p \leq 0,001$  (Figura 12). Desse modo, constata-se que a redução na Traj-Total nas tarefas com âncora para sem âncora foi maior na superfície instável quando com ou sem visão.

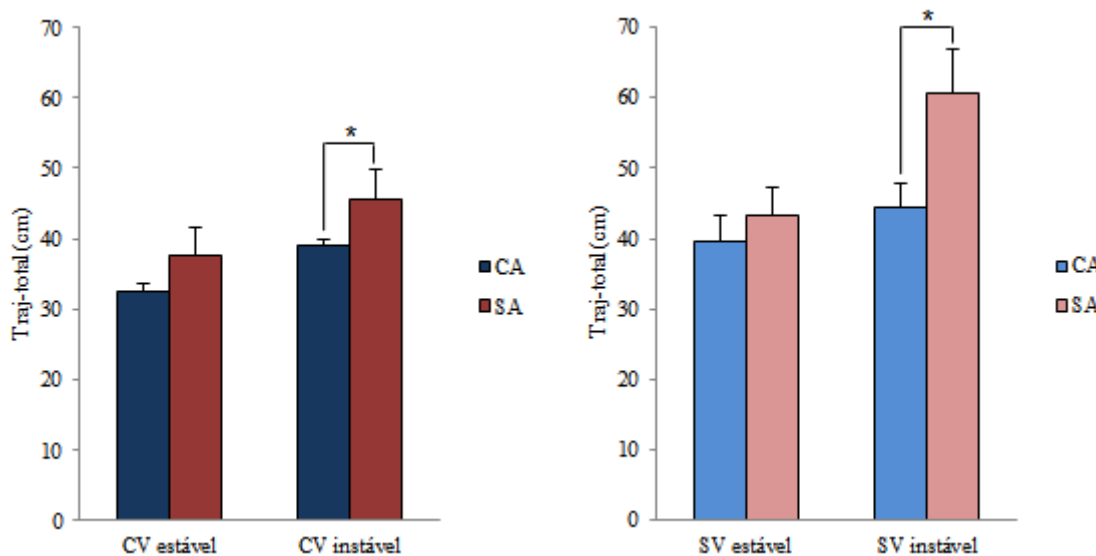


Figura 12: Trajetória Total do CP (Traj-total)  
CA: com âncora, SA: sem âncora, CV: com visão, SV: sem visão

### 7.1.2 Amplitude média de oscilação

Contatou-se efeitos significativos na AMO-ap para o sistema âncora ( $F_{1,19}=17,87$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,48$ ), a visão ( $F_{1,19}=25,50$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,57$ ) e a superfície ( $F_{1,19}=97,67$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,83$ ). Da mesma forma, notou-se interações significativas entre âncora e superfície ( $F_{1,19}=6,70$ ,  $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,26$ ) e sistema âncora, visão e superfície ( $F_{1,19}=4,17$ ,  $p=0,05$ ,  $\eta^2=0,18$ ). O teste de Bonferroni, apontou diferenças significativas com e sem o uso do sistema âncora na presença da visão e superfície instável  $p=0,33$  e com e sem o sistema âncora sob restrição da visão na superfície instável  $p\leq 0,001$  (Figura 13). Assim, observa-se que a redução na AMO-ap nas tarefas com âncora para sem âncora foi maior na superfície instável estando com ou sem visão.

Já para a AMO-ml houve efeitos significativos para o sistema âncora ( $F_{1,19}=25,60$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,57$ ), a visão ( $F_{1,19}=10,47$ ,  $p=0,04$ ,  $\eta^2=0,35$ ), e a superfície ( $F_{1,19}=25,72$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,57$ ). Ainda, interações significativas foram encontradas entre âncora e superfície ( $F_{1,19}=5,95$ ,  $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,35$ ) e âncora, visão e superfície ( $F_{1,19}=4,17$ ,  $p=0,05$ ,  $\eta^2=0,25$ ). O teste de Bonferroni demonstrou diferença significativa com e sem o uso do sistema âncora na ausência da visão e superfície instável  $p\leq 0,001$  (Figura 14). Dessa forma, vê-se que a redução na AMO-ml nas tarefas com âncora para sem âncora foi maior na superfície instável quando sem visão.



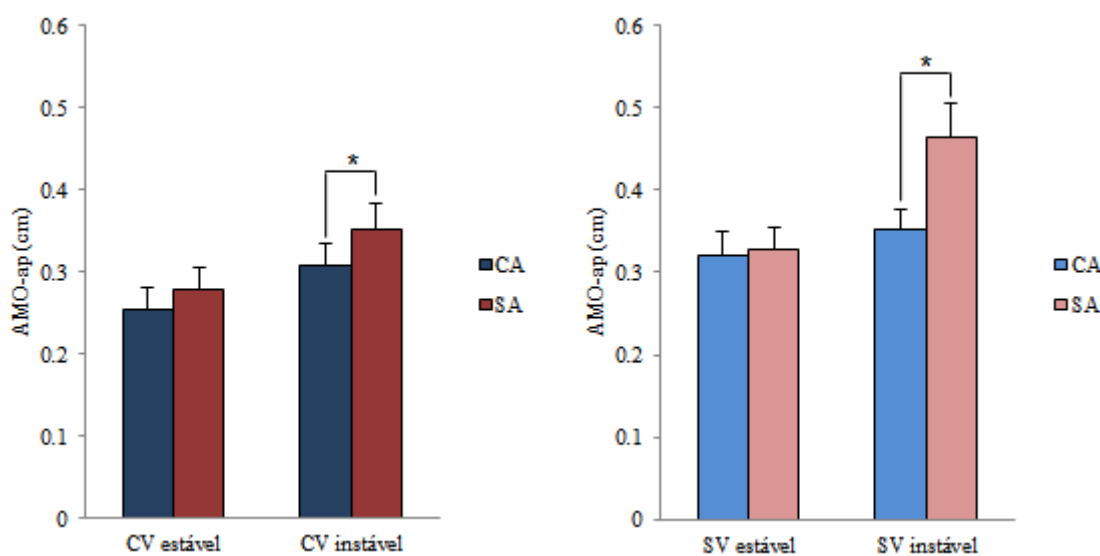


Figura 13: Amplitude média de oscilação anteroposterior (AMO-ap)  
CA: com âncora, SA: sem âncora, CV: com visão, SV: sem visão

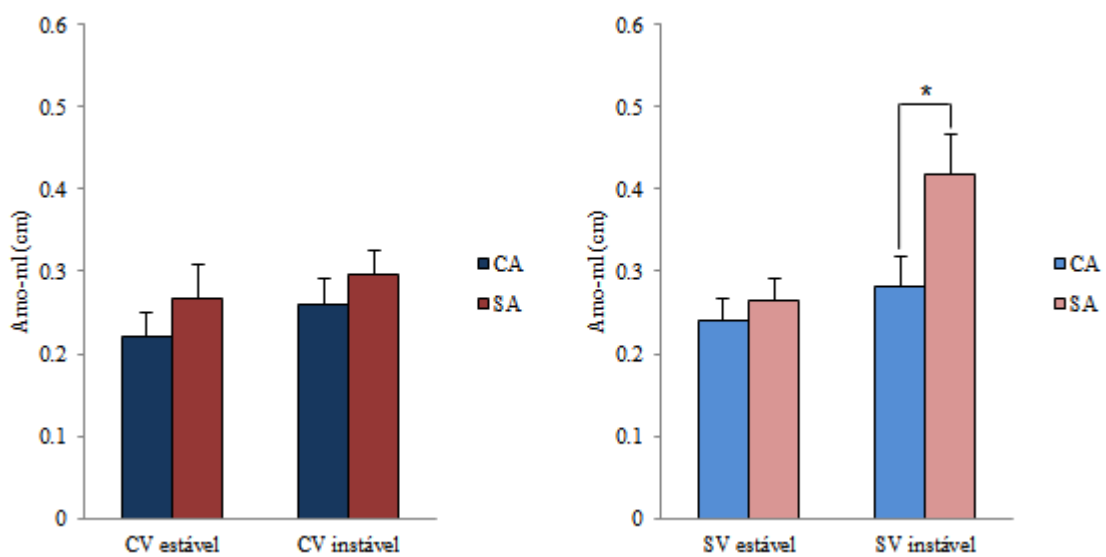


Figura 14: Amplitude média de oscilação mediolateral (AMO-ml)  
CA: com âncora, SA: sem âncora, CV: com visão, SV: sem visão

### 7.1.3 Velocidade média

Observou-se para a Vm-ap efeitos significativos para o sistema âncora ( $F_{1,19}=25,60$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,57$ ), a visão ( $F_{1,19}=10,47$   $p=0,04$ ,  $\eta^2=0,35$ ) e a superfície ( $F_{1,19}=25,72$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,57$ ). Assim, também, confirmaram-se interações significativas entre âncora e superfície ( $F_{1,19}=5,94$   $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,23$ ) e âncora, visão e superfície ( $F_{1,19}=6,60$ ,  $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,25$ ). O teste de Bonferroni apontou diferenças significativas entre as tarefas realizadas com e sem o sistema âncora na presença da visão e superfície instável  $p=0,01$ , e com e sem o sistema âncora sob restrição visual na superfície instável  $p\leq 0,001$  (Figura 15).

Já para Vm-ml verificou-se efeitos significativos para o sistema âncora ( $F_{1,19}=16,01$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,45$ ), a visão ( $F_{1,19}=30,525$   $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,61$ ) e a superfície ( $F_{1,19}=26,83$ ,  $p\leq 0,01$ ,  $\eta^2=0,578$ ). Interações significativas foram visualizadas entre o sistema âncora e a superfície ( $F_{1,19}=6,36$   $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,25$ ), a visão e superfície ( $F_{1,19}=9,81$   $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,34$ ) e, entre sistema âncora, visão e superfície ( $F_{1,19}=6,84$ ,  $p\leq 0,001$ ,  $\eta^2=0,26$ ). O teste de Bonferroni, revelou diferenças significativas entre as tarefas com e sem o uso do sistema âncora na presença da visão e superfície instável ( $p=0,05$ ), e com e sem o sistema âncora sob restrição da visual na superfície instável ( $p\leq 0,001$ ) (Figura 16). Assim, vê-se que a redução tanto na Vm-ap quanto na Vm-ml nas tarefas com âncora para sem âncora foi maior na superfície instável quando com ou sem visão.

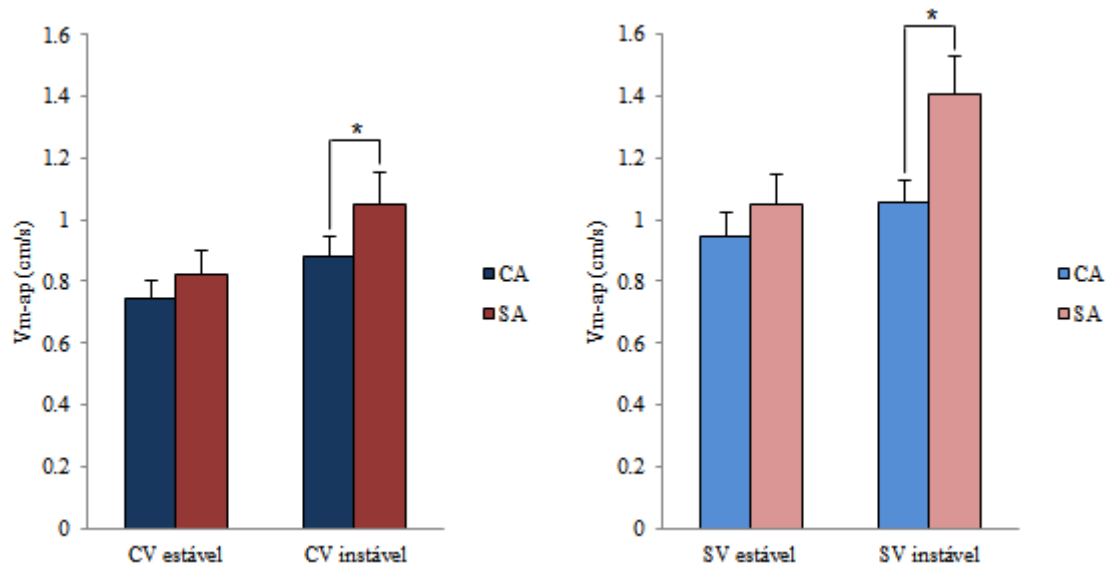


Figura 15: Velocidade Média anteroposterior (Vm-ap)  
CA: com âncora, SA: sem âncora, CV: com visão, SV: sem visão

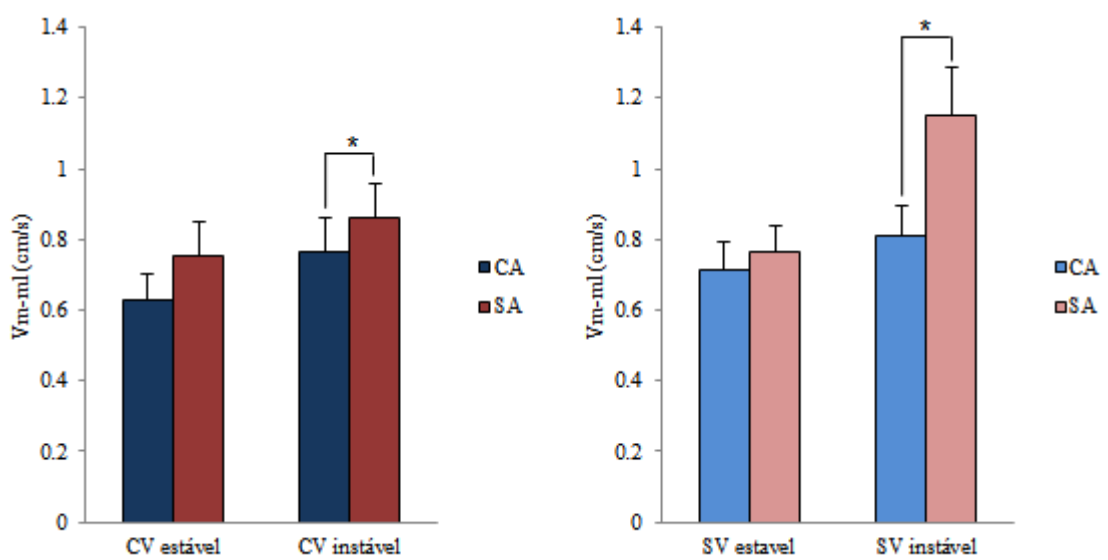


Figura 16: Velocidade Média mediolateral (Vm-ml)  
CA: com âncora, SA: sem âncora, CV: com visão, SV: sem visão

## 7.2 Resultados das variáveis das células de carga

Inicialmente realizou-se a análise com teste  $t$  para amostras dependentes, no intuito de verificar a existência de diferenças entre o manuseio do sistema âncora entre mão direita e mão esquerda nas variáveis de força de puxada, e pico máximo de força na puxada.

Entretanto, a análise do teste  $t$  para amostras dependentes somente indicou diferença significativa para a variável de força de puxada entre mão direita e esquerda na condição com visão na superfície estável ( $t=2,60$   $p=0,01$ ). Nesta situação mão direita exerceu maior força de puxada do que a esquerda. Para todas as outras condições (com visão na superfície instável e sem visão em superfície estável ou instável) não se encontrou resultados significativos na análise do teste  $t$  para amostras dependentes nas variáveis de força de puxada e pico máximo de puxada.

Em seguida, fez-se a análise de variância com medidas repetidas (ANOVA) seguindo o modelo *two-way* (visão e superfície de apoio dos pés). Nesta, observou-se o comportamento no manuseio das âncoras simultaneamente. Para isso, fez-se uma média dos resultados entre mão direita e esquerda para as variáveis de força de puxada e pico máximo de puxada.

Em relação à força de puxada, a análise de variância com medidas repetidas demonstrou um efeito significativo tanto para visão ( $F_{1,19}=5,97$   $p=0,02$ ,  $\eta^2=0,24$ ) quanto para superfície ( $F_{1,19}=9,55$   $p=0,006$ ,  $\eta^2=0,34$ ) quando analisado a utilização das âncoras simultânea entre mãos direita e esquerda.

Dessa forma, nas condições de superfície estável a força de puxada com visão foi de 0,8N ( $\pm 0,09$ ) e sem visão 1,1N ( $\pm 0,15$ ). Enquanto que na superfície instável, na espuma, a força de puxada com visão foi de 1,30N ( $\pm 0,21$ ) e sem visão 1,4N ( $\pm 0,16$ ) (Figura 17). A força de puxada apresentou um aumento progressivo paralelamente ao incremento do desafio das condições, com a privação visual e uso da espuma, superfície instável.

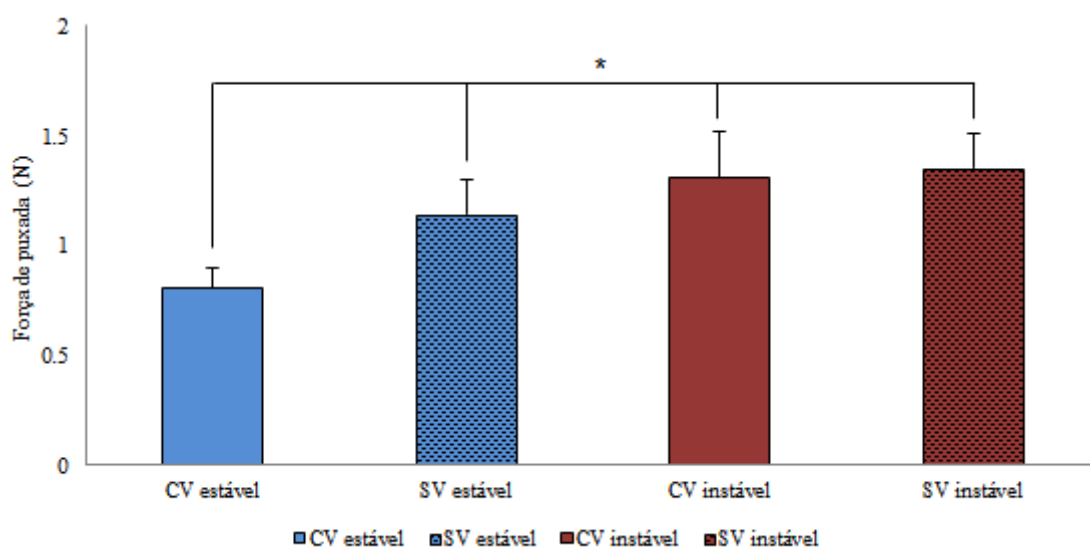


Figura 17: Força de puxada – sistema âncora

Para variável de pico máximo da força de puxada houve efeito significativo somente para superfície ( $F_{1,19}=7,018$   $p=0,016$ ,  $\eta^2=0,270$ ).

O pico máximo de força atingido na superfície estável com visão foi de 2,6N ( $\pm 0,31$ ) e quando sem visão 3,6N ( $\pm 0,72$ ). Nas condições de superfície instável com visão alcançou 4,1N ( $\pm 0,72$ ) e sem visão 4,3N ( $\pm 0,54$ ) (Figura 18). O pico máximo de força de puxada mostrou-se maior com o aumento do desafio das condições como quando sem visão na superfície instável.

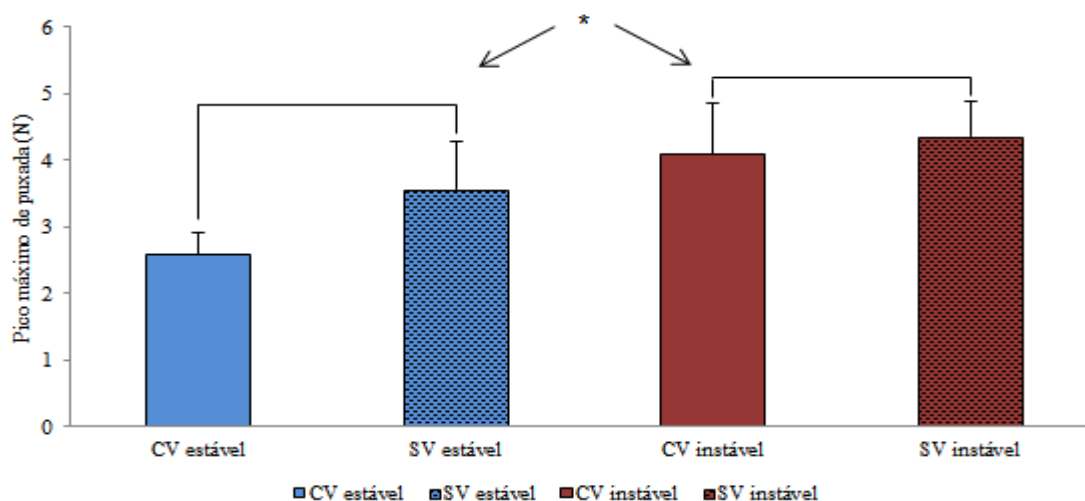


Figura 18: Pico máximo da força de puxada – sistema âncora

## 8 DISCUSSÃO

O presente estudo propôs analisar o controle postural na PC frente à exploração háptica utilizando o sistema âncora em tarefas posturais. Condições na tarefa incluíram a restrição da visão e visão plena, com apoio do participante sobre superfícies estável (superfície da plataforma de força) e instável (sobre uma espuma). O objetivo foi impor demandas ao nível de estabilidade postural e provocar respostas posturais regulatórias diante da condição da PC.

O presente estudo aceitou como verdadeira a hipótese que a utilização do sistema âncora possibilitaria uma atenuação nos níveis de oscilação postural, principalmente nas condições mais instáveis, com privação visual e na superfície instável de apoio dos pés, demonstrando que o indivíduo com PC pode beneficiar-se da informação háptica obtida por meio do sistema âncora.

As variáveis de traj-total, AMO-ap e AMO-ml utilizadas são parâmetros usados no monitoramento da oscilação postural (DONKER et al., 2007; KIM; FERDJALLAH; HARRIS, 2009). As variáveis Vm-ap e Vm-ml indicam a quantidade de atividade regulatória produzida pelo sistema de controle postural quando necessário (MAKI; HOLLIDAY; FERNIE, 1990).

A condição de superfície instável (com espuma) sem a visão foi a situação mais desafiadora do presente estudo, isto porque além da privação visual, as informações somatossensoriais foram alteradas com a mudança da superfície de contato dos pés. As variáveis de traj-total, AMO-ap, AMO-ml apresentaram menores valores com a utilização do sistema âncora, o que demonstra uma redução na oscilação postural. Assim, também, a Vm-ap e Vm-ml foram menores com a exploração dessa ferramenta, o que indica presença de produção de atividade postural regulatória. Estes resultados apontam para contribuições do sistema háptico ao controle da postura com a utilização do sistema âncora, para compensar situações em que aferências advindas de outros sistemas sensoriais estão comprometidas ou alteradas como, por exemplo, com a privação visual ou em superfícies de apoio instáveis.

De fato, a restrição visual tende a acentuar a oscilação postural. Pesquisas realizadas nessa condição em indivíduos com PC identificaram aumento da velocidade (ROSE et al., 2002), trajetória e amplitude média do CP, na oscilação anteroposterior e mediolateral (COSTA; CARVALHO; BRACCIALLI, 2011). O aumento da oscilação postural sem uso da visão também foi constatado por Barela et al. (2011) e Trindade, Celestino e Barela (2013) que investigaram o paradigma da sala móvel na PC e notaram maiores valores de amplitude

média de oscilação, que corresponde a variação de oscilação do tronco. Os achados de Rose (2002), Costa, Carvalho e Braccialli (2011) e de Barela et al. (2011) e Trindade, Celestino e Barela (2013) convergem aos resultados encontrados no presente estudo, as variáveis do CP de traj-total, AMO-ap, AMO-ml, foram maiores quando sem visão, o que demonstra um aumento na oscilação postural. O mesmo comportamento verificou-se, para a Vm-ap e Vm-ml, indicando diminuição na produção de atividade postural regulatória.

Da mesma forma, o presente estudo demonstrou o mesmo aumento para as variáveis de traj-total, AMO-ap, AMO-ml, bem como para Vm-ap e Vm-ml quando os indivíduos encontraram-se privados do estímulo visual e ainda em uma superfície de apoio instável, com a espuma. Entretanto, o sistema âncora, possibilitou, via informações hápticas, que a oscilação postural provocada por esta situação de retirada de aferências visuais e somatossensoriais fosse reduzida em relação as situações sem uso das âncoras. Estes resultados corroboram com os achados de Mauerberg-deCastro et al. (2010) que demonstraram resultados semelhantes ao analisar o uso do sistema âncora em deficientes intelectuais. Os autores observaram por meio da análise cinemática que a magnitude da variável trajetória do centro de massa foi menor com o uso das âncoras em condições de restrição visual e superfície instável (trave de equilíbrio) quando comparada às condições equivalentes sem o uso do sistema âncora.

Ademais, tal fato é de extrema relevância terapêutica uma vez que o sistema sensoriomotor tem seu funcionamento afetado por diversos fatores, a exemplo do envelhecimento. Nesse sentido, ao estudar o controle postural em população idosa, Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) e Freitas, Mauerberg-deCastro e Moraes, (2013) identificaram redução na oscilação postural com a implementação do sistema âncora. Considerando a lesão encefálica não progressiva do PC pode-se dizer que o seu sistema sensoriomotor, tal como em idosos, não está em pleno funcionamento (BAX, 2005; GIANNI, 2007; OZU; GALVÃO, 2007). Sendo assim, observa-se que mesmo sob as circunstâncias de acometimento ao sistema de controle postural, essas duas populações se beneficiaram das informações hápticas pela exploração do sistema âncora.

Assim, a disponibilidade da visão somada à exploração háptica, por meio da utilização do sistema âncora, propiciou maior estabilidade postural bem como presença de atividade postural regulatória, observados a partir dos resultados significativos para as variáveis de Traj-total e AMO-ap, Vm-ap e Vm-ml. Nesse tocante, Catai (2012) aponta que indivíduos com PC possuem maior dependência da informação somatossensorial do que visual quando comparados aos seus pares com desenvolvimento típico. Esta autora testou o controle postural de grupos com e sem PC em tarefas com superfície estável e instável (utilização de espuma)

com e sem visão, notando maior oscilação postural quando a base de suporte era instável com a presença da visão.

Catai (2012) justifica seu achado pela avaliação do teste com estesiômetro, no qual o grupo com PC indicou perda sensorial protetora em região plantar, diferentemente da atual pesquisa, na qual não foi detectado alteração de sensibilidade. Além disso, quando a visão foi suprimida, houve aumento importante na oscilação postural com suporte instável. Acredita-se que isto possa ser atribuído às respostas neuromusculares alteradas características dessa da população, a exemplo da espasticidade que afeta o ajuste fino necessário para a correção postural (VAN DER HEIDE; HADDERS-ALGRA, 2005). Consequentemente, a superfície instável, por mais sutil que seja pode acarretar perturbação no controle postural de indivíduos com PC.

Para o presente estudo a perturbação postural ocasionada pela superfície instável, com a espuma, somada a privação visual foi atenuada pela introdução do sistema âncora. Os indivíduos com PC, caracterizados nesta pesquisa, apresentaram condições neuromotoras suficientes para explorar eficazmente a ferramenta âncora. Os participantes apresentaram força de puxada de 0,8N em superfície estável com visão e de 1,4N quando superfície instável, na espuma, e sem visão. Da mesma forma, o pico máximo de puxada para a condição sem espuma com visão foi de 2,6N, e de 4,1N quando na espuma sem visão. Assim, vê-se que tanto para a força de puxada como para o pico máximo de puxada atingiram valores mais altos na situação de maior perturbação, sem visão com espuma, enquanto que na condição com menor desafio, com visão na superfície estável, os valores foram mais baixos.

Mauerberg-deCastro et al. (2014) apresentam dados de força de puxada em torno de 2,0 a 2,1N e pico máximo de puxada entre 4,6 a 4,7N em indivíduos normais durante tarefas posturais com âncoras em postura ortostática, pés paralelos sem suporte da visão. Tais achados indicam força de puxada maior do que a encontrada no presente estudo que permaneceu no intervalo de 0,8 a 1,4N. Da mesma forma, os valores de pico máximo exposto por Mauerberg-deCastro et al. (2014) foram maiores que os atingido pelos participantes com PC, que não ultrapassou 4,1N. O que pode ser considerado como explicação a essas diferenças são as populações estudadas, uma vez que Mauerberg-deCastro et al. (2014) expõem resultados obtidos por indivíduos que não possuem nenhum acometimento neurológico enquanto que o grupo PC aqui estudado, mesmo estando dentro de um quadro funcional adequado para a maior parte das atividades diárias, GMFCS entre I e II, possui a encefalopatia instalada e, por conta disso a força quando requisitada não se iguale a de grupos normais.



Entretanto, o interessante é que mesmo com força e pico máximo de puxada menores o grupo de PC conseguiu concretizar a atividade exploratória com o sistema âncora e reduzir a oscilação postural nas condições mais perturbadoras. Possivelmente na PC seja necessária uma menor força para o manuseio das âncoras do que para indivíduos normais. Isto nos remete aos estudos com toque leve, nos quais a força característica não ultrapassa 1N (JEKA; LACKNER, 1994).

A análise do manuseio da exploração pela âncora também focou-se em observar o comportamento simultâneo entre a mão direita e esquerda e, apontou resultado, somente, para a variável de força de puxada, onde a mão direita exerceu maior força que a mão esquerda, na condição mais estável do experimento, com visão na superfície estável. Este achado demonstra que a hipótese de que se encontraria diferenças entre as mãos durante o manuseio do âncora não foi completamente aceita.

Considerando que o achado significativo foi visualizado apenas nessa situação sugere-se que nas outras condições, nas quais se tem a manipulação da visão e a superfície de apoio dos pés, a magnitude da força de puxada e pico máximo da força de puxada no manuseio das âncoras foi praticamente igual para ambas as mãos. Assim, também, Mauerberg-deCastro et al. (2014) apresentaram dados sobre a magnitude de força de puxada muito próximas entre para mãos direita e esquerda, 2,1N e 2,0N, respectivamente.

Neste contexto, Mauerberg-deCastro et al. (2013c) verificaram que a utilização bimanual tanto no paradigma do sistema âncora quanto e toque leve proporcionaram maior redução da oscilação postural do que pelo uso unimanual. Os autores sugerem que quando ambas as mãos estão envolvidas, potencializa-se a aquisição de informações hápticas por meio da exploração, proporcionando maior fonte de referência ambiental para a orientação do corpo no espaço.

Os resultados ainda encontrados por Mauerberg-deCastro et al. (2013c) expressam que a estabilidade postural alcançada com o toque leve foi maior do que com o sistema âncora. A suposição levantada por este estudo consiste nos graus de liberdade que se diferenciam para cada um desses métodos. Para os autores o toque leve, possivelmente, proporcione maior estabilidade postural por apresentar apenas um grau de liberdade presente em sua realização, isto é, na direção de cima para baixo, perpendicularmente ao solo. Em contrapartida, o sistema âncora incorpora diferentes graus de liberdade durante o manuseio das hastes flexíveis como nas direções para cima, anteroposterior e mediolateral, além de variadas possibilidades de movimentos rotacionais entre a mão e as hastes em volta do ponto fixo no

chão. Tais diferenças incorporam complexidade ao uso do sistema âncora em comparação ao toque leve.

A complexidade que envolve o sistema âncora, considerando o maior número de graus de liberdade presentes em sua utilização, também destaca o diverso quadro de possibilidades em se traçar diferentes estratégias que contribuam para a manutenção da estabilidade postural, principalmente em condições mais desafiadoras ao sistema de controle postural. Isto fica claramente ilustrado pela atual pesquisa quando, nas situações sem espuma e sem visão, a exploração da âncora proporcionou a redução da instabilidade postural. Do mesmo modo, outros estudos verificaram esta mesma tendência em situações de maior nível de perturbação. Exemplo disso são os estudos de Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) e Freitas, Mauerberg-deCastro e Moraes, (2013) nos quais idosos permaneceram em posição tandem; Calve e Mauerberg-deCastro (2005) que observaram o andar de crianças em uma trave de equilíbrio e Mauerberg-deCastro et al. (2010) que observaram a manutenção da postura ereta de deficientes intelectuais em uma trave de equilíbrio sem a visão.

Dessa forma, pelos resultados apresentados do presente estudo, o uso do sistema âncora na PC demonstrou benefícios ao sistema de controle postural. Os participantes foram capazes de manusear as hastes flexíveis da âncora de forma suficiente para proporcionar maior estabilidade postural frente ao aumento de perturbações somatossensoriais nas condições experimentais propostas. Entretanto, é importante salientar um fator limitante do presente estudo que foi a dificuldade no recrutamento de participantes dessa população, no sentido de encontrar número suficiente para compor grupos dos diferentes tipos de PC como, por exemplo, espásticos diparéticos e hemiparéticos, atáxicos e coreoatetóides.

Os achados também destacam contribuições teóricas que referem-se à utilidade das aferências hápticas, via sistema âncora, colocando-as como coadjuvante junto aos outros sistemas sensoriais (visão, vestibular e somatossensorial), ou ainda como fonte alternativa de informação na ausência de algum destes sistemas, como se observou no presente estudo. Destacam-se, também, contribuições práticas ao testar o sistema âncora, uma ferramenta acessível, simples, de fácil elaboração, compreensão e manuseio, na terapêutica com a população de PC.

Outro ponto a ser enfatizado é que os achados do atual estudo indicam as contribuições do sistema âncora para a PC, todavia é de extrema importância a realização de futuras pesquisas, de aspecto longitudinal, que demonstrem efeitos a longo prazo e possibilidades de aplicação do sistema âncora tanto no âmbito terapêutico quanto como educacional.

## 9 CONCLUSÃO

A partir do exposto nessa pesquisa, é possível dizer que o sistema âncora mostrou-se eficiente nas tarefas posturais em indivíduos com PC. A força de puxada utilizada na atividade exploratória com as âncoras foi suficiente para minimizar a oscilação postural e promover respostas posturais regulatórias, principalmente, nas situações mais desafiadoras à estabilidade postural, como o suporte em superfície instável com restrição visual.

Há ainda, especialmente no contexto brasileiro, lacunas nas pesquisas dedicadas a estudar estratégias de intervenção que foquem o controle postural em PC. Sendo assim, essa pesquisa forneceu, ainda que de forma sucinta, alternativa metodológica e informações acerca da postura de indivíduos com PC, que podem facilmente ser incorporadas em pesquisas futuras.

## REFERÊNCIAS

- 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.
- ALBERTSEN, I. M.; TEMPRADO, J. J.; BERTON, E. Effect of Haptic Supplementation Provided by a Fixed or Mobile Stick on Postural Stabilization in Elderly People. **Gerontology**, v. 58, p. 419-429, 2012.
- 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.
- BARELA, J.; A. FOCKS, G.; M.; J. HILGEHOLT, T.; BARELA, A.; M.; F.; CARVALHO, R.; P.; SAVELSBERGH, G. J. P. Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 32, p.2075-2083, 2011.
- BAX, M.; GOLDSTEIN, M.; ROSENBAUM, P.; LEVITON, A.; PANETH, N. Proposed definition and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine Child Neurology**, v. 47, p. 571-6, 2005.
- BEAR, F. M.; CONNORS, B.W.; PARADISO, M. A. Os sistemas auditivo e Vestibular. In: Neurociências: **Desvendando o Sistema Nervoso**. Ed.: Artmed. 3ed., 2008.
- BERKER, A. N.; YALÇIN, M. S. Cerebral Palsy: Orthopedic Aspects and Rehabilitation. **Pediatric Clinics North America**, v. 55, p. 1209-1225, 2008.
- BUCKLEY, J. G.; HEASLEY, K.; SCALLY, A. ELLIOTT, D. B. The effects of blurring vision on medio-lateral balance during step up or down to a new level in the elderly. **Gait Posture**, v.; 22, n. 2, p.146-53, 2005.
- BURTON, G. Non-Neural Extensions. **Ecological Psychology**, v. 5, n. 2, p. 105-124, 1993.
- BURTNER, P. A.; QUALLS, C.; WOOLLACOTT, M.H. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. **Gait and Posture**, v. 8 p. 163-174, 1998.
- BROGREN, E.; HADDERS-ALGRA, M.; FORSSBERG, H. Postural control in sitting children with cerebral palsy. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 22, p. 592-596, 1998.
- CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, v. 11, p. 199-204, 2005.
- CANS, C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. **Developmental Medicine Child Neurology**, v. 42, p.816-824, 2000.

CATAI, D. C. S. **Análise do controle postural em crianças com paralisia cerebral espástica após perturbações sensoriais**. 2012. 125f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em saúde) Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, 2012.

COSTA, T. D. A.; Carvalho, S. M. R.; Braccialli, L. M. P. Análise do equilíbrio estático e de deformidades nos pés de crianças com paralisia cerebral. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.18, n.2, p. 127-32, 2011.

CORRÊA, J.C.; CORRÊA, F.I.; FRANCO, R.C.; BIGONGIARI, A. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 47, n.3, p.131-6, 2007.

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

DASCAL, J.; B. **Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora**. Dissertação (Mestrado em Ciências da motricidade) Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2009.

DICKSTEIN, R.; LAUFER, Y. Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. **Gait and Posture**, v. 20, p. 41-47, 2004.

DONKER, S. F.; ROERDINK, M.; GREVEN, A. J. BEEK, P. J. Regulatory of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Exp Brain Res**, v.181, p.1–11, 2007.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V.M. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **ERGONOMICS**, 2000, v.43, n.11, 2010.

EKMAN, L L. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

FERDJALLAH A, M.; HARRIS, G. F.; SMITH, P.; WERTSCH, J. J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 203-210, 2002.

FRANZÉN, E.; PAQUETTE, C.; GURFINKEL, V.; HORAK, F. Light and Heavy Touch Reduces Postural Sway and Modifies Axial Tone in Parkinson's Disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 8, p. 1007-1014, 2012.

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.

- GANANÇA, F. G.; GAZZOLA, J. M.; ARATANI, M. C.; PERRACINI, M. R.; GANANÇA, M. M. Circunstâncias e consequências de quedas em idosos com vestibulopatia crônica. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 72, n. 3, p. :388-93, 2006.
- GARDNER, E. P.; MARTIN, J. H.; JESSEL, T. M. As Sensações Corporais – cap 22, p.430-450. In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T. M. **Princípios da Neurociências**. 4ed, Manole, 2003.
- GENTAZ, E.; BAUDY-BOVY, G.; LUYAT, M. The haptic perception of spatial orientations. **Experimental Brain Research**, v. 187, p. 331-348, 2008.
- GIANNI, M. A. C. Paralisia Cerebral: Aspectos clínicos. In: BORGES, D.; MOURA, E. W.; LIMA, E. et al. C. **Fisioterapia aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p. 14-25.
- GIBSON, J. J. **The Senses Considered as Perceptual Systems**. Houghton Mifflin, Boston, 1966.
- GIROLAMI, G. L.; SHIRATORI, T; ARUIN, A. S. Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. **Journal of electromyography and Kinesiology**, v. 21 p. 988–997, 2011.
- GRAAF-PETERS, V. B.; BLAUW-HOSPERS, C. H.; DIRKS, T.; BAKKER, H.; BOS, A. F.; HADDERS-ALGRA, M. Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention? **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 31, p. 1191–1200, 2007.
- HADDERS-ALGRA, M. Development of postural control during the first 18 months of life. **Neural Plasticity**, v. 12, p. 99-108, 2005.
- HARRIS, G.F.; RIEDEL, S.A.; MATESI, D.; SMITH, P. Standing Postural Stability Assessment and Signal Stationarity in Children with Cerebral Palsy. **IEEE - Transactions on rehabilitation engineering**, v.1, n1, 1993.
- HIMMELMANN, K. Epidemiology of cerebral palsy. In: DULAC, O.; LASSONDE, M.; SARNAT. **Pediatric Neurology Part I**, 3ed, v. 111, 2013.
- 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.255-92. 1996.
- HORAK, F. B.; SHARON, 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. Light Touch Contact as a Balance Aid. **Physical Therapy**, v.77, p.476-487, 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.

KANEKAR, N.; LEE, Y. J.; ARUIN, A. S. Effect of light finger touch in balance control of individuals with multiple sclerosis. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 643-647, 2013.

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.

KING, M.B., JUDGE, J.O., WOLFSON, L. Functional base of support decreases with age. **Journal of Gerontology**, v. 49, n 6, p.M258-M263, 1994.

KLATZKY, R; LOOMIS, J. M.; LEDERMAN, S. J.; WAKE, H.; FUJITA, N. Haptic identification of objects and their depictions. **Perception and Psychophysics**, v. 54, n. 2, p. 170-178, 1993.

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

KRÄGELOH-MANN, I; CANS, C. Cerebral palsy update. **Brain and Development**, v. 31, p. 537-44, 2008.

LACKNER, J. R.; DIZIO, P.; JEKA, J.; HORAK, F. KREBS, D.; RABIN, E. Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 126, p. 459–466, 1999.

LACKNER, J. R.; RABIN, E.; DIZIO, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. **Experimental Brain Research**, v. 139, p. 454–464, 2001.

LANCE, J. W. The control of muscle tone, relaxes and movement Robert Wartenberg Lecture. **Neurology**, v. 30, p. 1303-1313, 1980.

LEE, H. K. M.; SCUDDS, R. J. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. **Age Ageing**, v.32, p.643-649, 2003.

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.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; FERNIE, G.R. Aging and postural control: A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests," **J. Amer.Geriatr. Soc.**, v. 38, p. 1-9, 1990.

MATTHEWS, P. B. C. Proprioceptors and their contribution to somatosensory mapping: complex messages require complex processing. **Canadian Journal Physiology Pharmacology**, v. 66, p. 430-438, 1988.

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

MAUERBERG-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, 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.; 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, 2013, Istanbul. **Resumos...Istanbul: ISAPA**, 2013b, p.55.

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, 2013c.

MAUERBERG-DE CASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C.; P.; FIGUEIREDO, G.A.; MIRANDA, S.; COSTA, T. D. A. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology & Neuroscience**, v. 7, n.3, p.301 – 318, 2014.

MERCADANTE, F. A. **Avaliação o controle postural em portadores de hanseníase.** 70 f. Dissertação (mestrado em Neurociências e comportamento) - Instituto de psicologia da universidade de São Paulo. São Paulo, 2010.

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.

NAGANO, A.; YOSHIOKA, S.; HAY, D. C.; FUKASHIRO, S. Light Finger Touch on the Upper Legs Reduces Postural Sway During Quasi-Static Standing. **Motor Control**, v. 10, p. 348-358, 2006.

NASHNER, L.; M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A.; L.; LUSCHEI, E.; S. Handbook of Behavioral Neurology. New York: Plenum, 1981. p. 527-565

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.

NASHNER, L. M.; SHUMWAY-COOK, A.; MARIN, O. Stance Posture Control in Select Groups of Children with Cerebral Palsy: Deficits in Sensory Organization and Muscular Coordination. **Experimental Brain Research**, v. 49, p. 393-409, 1983.



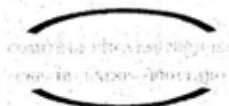
- NARUMIA, L. C.; OZU, M. H. U.; GALVÃO, M. C. S. Fisioterapia na paralisia cerebral in MOURA, E. W. LIMA, E.; BORGES, D.; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia Aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. 2ed, artes médicas, 2010.
- NOBRE, A.; MONTEIRO, F.F., GOLIN, M.O., BIASOTTO-GONZALEZ, D, CORRÊA, J.C., OLIVEIRA, C.S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. - **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.50, n.5, p. 239-44, 2010.
- OZU, M. H. U.; GALVÃO, M. C. S. Fisioterapia na Paralisia Cerebral. In: BORGES, D.; MOURA, E. W.; LIMA, E.; BORGES, D.; SILVA, P. A. C. **Fisioterapia Aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p. 27-50.
- PAIVA, A. C. S.; VIANA, E. D.; ANDRADE, L. P. A.; COSTA, T. D. A; COSTA, J. L. R. A influência de um treinamento de caratê nas funções cognitivas e funcional em idoso com demência mista. **Acta Fisiátrica**, v. 21, n.1, p.41-45, 2014.
- PAGANO, C. C., CARELO, C., TURVEY, M. T. Exteroception and exproprioception by dynamic touch are different functions of the inertia tensor. **Perception and Psychophysics**, v. 58, n. 8, p. 1191-1202, 1996.
- PALISANO, R.; ROSENBAUM, P.; WALTER, S. et al. GMFCS – Gross Motor Classification System for Cerebral Palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 39, p. 214-223, 1997.
- PAPAVASILIOU, A. S. Management of motor problems in cerebral palsy: A critical update for the clinician. **European journal of paediatric neurology**, v. 13, p. 387-396, 2009.
- PAULUS, M.; TRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain**, v. 107, p. 1143-63, 1984.
- PAULUS, W., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., BRANDT, T. Differential effects of retinal target displacement changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. **Experimental Brain Research**, v. 78, p. 243-52, 1989.
- PAVÃO, G. S. N.; NUNES, G. S.; SANTOS, A. N. ROCHA, N. A. C. F. Relação entre o controle postural estático e o nível de habilidades funcionais na paralisia cerebral. **Brazilian Journal Physical Therapy**, v.18, n.4, p.300-307, 2014.
- 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**, Rio Claro, v. 19 n. 3, p.S57-S67, 2013.
- POLOCK, A. S., DURWARD, B. R., ROWE, P. J., PAUL, J. P. What is balance? **Clinical Rehabilitation**, v. 14, p. 193-214, 2000.
- RAZUK M, LOPES AG, BARELA JA. Controle postural e informação somatosensorial em idosos diabéticos praticantes e não praticantes de atividade física. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**, v. 18, n. 1, p. 26-34, 2010.

- REGINELLA, R. L.; REDFERN, M. S. FURMAN, J. M. Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. **Journal of Vestibular Research**, v. 9, p. 103-109, 1999.
- RILEY, M. A.; WONG, S.; MITRA, S.; TURVEY, M. T. Common effects of touch and vision on postural parameters. **Experimental Brain Research**, v. 117, p. 165-170, 1997.
- 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.
- ROSE, J.; WOLFF, D. R.; JONES, V. et al. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 44, p. 58-63, 2002.
- SALES, K. L. S.; SOUZA, L. A.; CARDOSO, V. S. Equilíbrio estático de indivíduos com neuropatia periférica diabética. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.19, n.2, p.122-127, 2012.
- SORRI-Bauru. Estesiômetro – Kit para testes de sensibilidade (Semmes-Weinstein monofilaments). SORRI-Bauru: Bauru, 2p.
- SHEEAN, G. The pathophysiology of spasticity. **European Journal of Neurology**, v. 9 (Suppl 1), p. 3-9, 2002.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor: Teoria e aplicações práticas**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.
- TRINDADE, K. G. R.; CELESTINO, M. L.; BARELA, A. M. F. Utilização da informação visual no controlepostural de crianças com paralisia cerebral, **Fisioterapia e Movimento**, v. 26, n.1, p.107-114, 2013.
- VAN DER HEIDE, J. C.; BEGGER, C.; FOCK, A.; OTTEN, B.; STREMMELAAR, E.; VAN EYKERN, L. A.; HADDERS-ALGRA, M. Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. **Developmental Medicine Child Neurology**, v. 46, p. 253-266, 2004.
- VAN DER HEIDE, J. C.; HADDERS-ALGRA, M. Muscle Dyscoordination in Children with Cerebral Palsy. **Neural Plasticity**, v. 12, n. 2-3, 2005.
- VIEIRA, S. **Introdução a Bioestatística**. Rio de Janeiro: Campus, 1980.
- WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, v. 3, p. 193-214, 1995.
- WOOLLACOTT, M. H.; BURTNER, P.; JENSEN, JASIEWICZ, J.; RONCESVALLES, N.; SVEISTRUP, H. Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 583-589, 1998.

## ANEXOS

## Anexo A: Parecer do Comitê de Ética

unesp

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

## DECISÃO CEP Nº 101/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 7159	Data de Registro CEP: 26.09.2012
Projeto de Pesquisa: "Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral no sentido háptico durante tarefas de controle postural"	

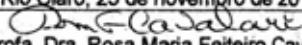
Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: --
	Colaboradores: --
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: --
	Orientando(a): --
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Thais Delamuta Ayres da Costa
	Orientadora: Eliane Mauerberg de Castro

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 53ª reunião ordinária, realizada em 22/11/2012.

<input checked="" 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 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: Agosto de 2014

Rio Claro, 23 de novembro de 2012.  
  
 Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari  
 Coordenadora do CEP

## Anexo B: Caracterização dos participantes

Caracterização dos Participantes							
Participantes	Tipo de PC	GMFCS	Idade	Sexo	Sensibilidade		Atividades
					mãos*	pés*	
P1	Diparesia	II	8	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P2	Diparesia	I	27	F	normal	normal	Educação física escolar
P3	Diparesia	II	13	F	normal	normal	Fisioterapia
P4	Diparesia	I	19	M	normal	normal	-----
P5	Diparesia	II	19	F	normal	normal	Educação física escolar
P6	Diparesia	I	12	F	normal	normal	Fisioterapia
P7	Diparesia	II	21	M	normal	normal	-----
P8	Hemiparesia D	I	11	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P9	Hemiparesia D	I	8	M	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P10	Hemiparesia D	I	14	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P11	Hemiparesia D	I	13	M	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P12	Hemiparesia D	I	36	F	normal	normal	Educação física escolar
P13	Hemiparesia D	I	11	M	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P14	Hemiparesia D	I	39	F	normal	normal	Educação física escolar
P15	Hemiparesia E	I	12	M	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P16	Hemiparesia E	I	8	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar
P17	Hemiparesia E	I	15	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar, taekwondo
P18	Hemiparesia E	I	13	M	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar, futebol
P19	Ataxia	I	22	F	normal	normal	Educação física escolar
P20	Atáxia	I	20	F	normal	normal	Fisioterapia, educação física escolar

Legenda: D: direita; E: esquerda; PC: paralisia cerebral; GMFCS (Gross Motor Functional Classification System)

\* A classificação para o teste de sensibilidade seguiu as orientações do manual do estesiômetro SORRI.

Sensibilidade normal para mãos é considerada quando se tem respostas afirmativas a estimulação com o filamento verde.

Sensibilidade normal para os pés é considerada quando se tem respostas afirmativas com os filamentos verde e azul.

## APÊNDICE

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

Você está convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “*Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral no sentido háptico durante tarefas de controle postural*”. Os objetivos desta pesquisa são de verificar como seria a resposta do equilíbrio de pessoas com paralisia cerebral ao segurar com as mãos o sistema âncora, ou seja, hastes flexíveis onde cargas (resistência) ficam em contato com o chão. Neste estudo o *sistema de âncoras* inclui você segurar com as mãos dois hastes flexíveis fixados em células de carga eletrônicas (cargas) anexas a cada extremidade e que ficam sempre em contato com o solo.

Para a realização das tarefas da pesquisa será necessário manter-se em pé em uma posição confortável, com os pés descalços sobre uma plataforma de força. Nesta posição você irá realizar 3 tentativas com os olhos abertos e outras 3 com os olhos vendados, alternando com e sem o uso do sistema âncoras, cada tentativa terá duração de 30 segundos. O local da pesquisa será no Laboratório de Ação e Percepção (LAP), na UNESP de Rio Claro.

As tarefas apresentam risco mínimo de perda de equilíbrio e, como a plataforma de força (de 5 cm de altura) é fixada no solo, o risco de você cair é baixo. De qualquer forma, você estará sendo supervisionado(a) sempre por um dos pesquisadores posicionado à sua frente. Todas as informações coletadas no estudo serão confidenciais e sua imagem e seu nome não serão divulgados em hipótese alguma, sendo que as informações do estudo serão utilizadas somente para fins acadêmicos. A participação neste projeto não proporcionará nenhum benefício financeiro a você, sendo a principal função do estudo de melhor compreender o uso sistema âncora em pessoas com paralisia cerebral. Você pode a qualquer momento pedir para interromper a sua participação na realização do experimento sem qualquer constrangimento.

Após ser informado de todos os procedimentos da pesquisa, aceito participar e assino este termo de consentimento livre e esclarecido que foi elaborado em duas vias, uma para mim e outra para o pesquisador.

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

**Título:** Efeitos das condições neuromotoras da paralisia cerebral no sentido háptico durante tarefas de controle postural.

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

**Aluno pesquisador:** Thais Delamuta Ayres da Costa

**Dados do participante:**

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

RG: \_\_\_\_\_ Tel: \_\_\_\_\_ idade: \_\_ anos

End: \_\_\_\_\_

Data de nascimento do participante: \_\_/\_\_/\_\_\_\_ Gênero do participante: ( )M ( )F

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Assinatura do Participante  
Pesquisador

Assinatura do

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) 3526-4333