



Programa de Pós-graduação em Ciências da Motricidade
(Área: Biodinâmica da Motricidade Humana)

Bruna Carla Périco

**Efeito da percepção háptica obtida por meio da condução de um cão na
estabilidade locomotora do ser humano**

**Rio Claro
2013**



Programa de Pós-graduação em Ciências da Motricidade
(Área: Biodinâmica da Motricidade Humana)

Bruna Carla Périco

**Efeito da percepção háptica obtida por meio da condução de um cão na
estabilidade locomotora do ser humano**

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.

Orientadora: Prof. Dra. Eliane Mauerberg-deCastro

**Rio Claro
2013**

Agradecimentos

Ao Laboratório de Ação e Percepção (LAP) – UNESP Rio Claro e ao *Research Center for Human-Animal Interaction (ReCHAI)* – Universidade de Missouri, Columbia.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo suporte financeiro.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da percepção háptica na estabilidade locomotora do ser humano durante a condução de um cão com uma guia. A estabilidade locomotora foi avaliada em contextos de restrição ao equilíbrio e visão durante o deslocamento de adultos (n=14) sobre uma trave de equilíbrio sem e com a condução de um cão. Quando os participantes caminharam conduzindo o cão, privados da visão, o desempenho em termos da duração do deslocamento total, da duração das passadas, das fases de duplo suporte e balanço, amplitude média de oscilação do tronco, assim como a variabilidade da fase relativa melhoraram significativamente ($p \leq 0.05$) em relação às condições sem o cão. Na condição com o uso da visão, andar sem e com o cão, não resultou em efeitos. Testes *a posteriori* de Bonferroni demonstraram que houve melhora no desempenho dos participantes ao longo das tentativas do estudo. Indivíduos são capazes de detectar propriedades hápticas do movimento de um cão por meio da guia com o objetivo de atenuar efeitos desestabilizadores na locomoção durante contextos de restrição ao equilíbrio e à visão.

Palavras-chave: locomoção. terapia assistida por animais. cão.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of haptic perception in the human locomotion stability while walking a dog on a leash. The stability assessed during tasks that included to walk on a narrow balance beam and blindfolded vision of adults (n = 14) while leading the dog through a leash. When the participants walked along with the dog, but without vision, walking performance assessed by the duration of the total displacement on the balance beam, duration of double support phase during walking, swing phase, durations of stepping cycle, trunk oscillation, as well as variability of the inter limb relative phase improved significantly ($p \leq 0.05$) compared to full vision conditions with or without the dog. Individuals are capable of detecting haptic properties through a dog's leash in order to stabilize themselves while walking blindfolded on a challenging surface.

Keywords: locomotion. animal assisted therapy. dog.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	6
2. REVISÃO DE LITERATURA	9
2.1 Controle postural	9
2.1.1 Sistema háptico e controle postural	10
2.2 Sistema âncora.....	13
2.3 Marcha humana	18
3. OBJETIVO	22
4. MÉTODO	23
4.1 Participantes	23
4.2 Materiais e instrumentos	23
4.3 Preparação do ambiente das coletas	24
4.4 Procedimento	26
4.5 Variáveis analisadas	28
4.6 Análise dos dados	30
4.7 Análise estatística	32
5. RESULTADOS	33
5.1 Duração do deslocamento	33
5.2 Duração da passada	34
5.3 Duração da fase de balanço	35
5.4 Duração da fase de duplo suporte	36
5.5 Fase relativa intermembros	37

5.6 Comprimento da passada.....	38
5.7 Velocidade linear da passada	39
5.8 Amplitude média de oscilação do tronco	40
6. DISCUSSÃO	42
7. CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	48
ANEXO 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido	56
ANEXO 2 – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa	59
ANEXO 3 – Parecer da Comissão de Ética no Uso de Animal	60

1. INTRODUÇÃO

O vínculo com animais está cada vez mais presente no cotidiano do ser humano, seja no âmbito pessoal, profissional e, mais especificamente, no âmbito terapêutico. Por exemplo, cães são animais bastante conhecidos como animais de serviço e suporte à vida diária de pessoas com deficiência (como os cães-guia) ou necessidades especiais, assim como em propostas de intervenção terapêutica. Em geral, pesquisas buscam avaliar os efeitos dessas relações no domínio afetivo (BANKS; BANKS, 2002; MARTIN; FARNUM, 2002; SERPELL, 2004; TARDONA 2012), no domínio social (TOOHEY; ROCK, 2001; COHEN, 2004; KUSHNER et al., 2006; CARLISLE, 2012; GRANDGEORGE et al., 2012), na aprendizagem (JALONGO; ASTORINO; BOMBOY, 2004; KATCHER; TEUMER, 2006; CAPOTE, 2009), no domínio físico e do comportamento motor (FRIEDMAN et al., 2003; GEE; HARRIS; JOHNSON, 2007; CUTT et al., 2008; JOHNSON; MEADOWS, 2010). No campo do comportamento motor, um popular exemplo é o uso do cavalo como instrumento cinesioterapêutico na reabilitação de disfunções do controle postural (por exemplo, em indivíduos com paralisia cerebral), mostrando a relação adaptativa do sistema postural durante o manejo ou contato com outro animal, neste caso, ao ritmo do cavalo. Menos populares são estudos analisando o resultado da interação entre um ser humano e um cão na função postural. Indivíduos cegos que usam um cão como guia geralmente se beneficiam pela relação com o mesmo, navegando eficientemente pelo espaço.

Alguns estudos propuseram analisar como o manejo de um cão, através da guia, transmite informação háptica auxiliando na orientação postural e mobilidade de adultos privados da visão (MELO, 2011; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2013), de deficientes intelectuais (PESTANA et al., 2012) e de cegos (ZABIHAYLO et al., 2005).

A informação háptica é obtida por meio da exploração ativa do ser humano ou de um organismo sobre os aspectos mecânicos do ambiente adquiridos por meio das funções táteis e cinestésicas (GIBSON, 1962). Assim, a guia do cão, tal como a rédea do cavalo, é uma ferramenta não rígida que transmite informação háptica

sobre os movimentos destes, e pode, por sua vez, exercer influências no movimento do condutor que, supostamente, controla e interage com o animal (LAGARDE et al., 2005). Tendo em vista evidências do papel da percepção háptica durante o manejo de ferramentas não rígidas, Mauerberg-deCastro (2004) desenvolveu um modelo experimental chamado sistema "âncora", com o objetivo de melhorar a orientação dos indivíduos em tarefas posturais desafiadoras. A situação experimental envolvendo o sistema âncora requer a manipulação de cabos flexíveis seguros um em cada mão do executante, com cargas presas em cada extremidade dos cabos e mantidas esticadas e, ao mesmo tempo, em contato constante com a superfície.

Vários estudos integrando o sistema âncora em tarefas com restrição ao equilíbrio corroboraram efeitos estabilizadores da postura em adultos (MAUERBERG-DECASTRO, 2004), idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; DASCAL, OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013), crianças (CALVE, MAUERBERG-DECASTRO, 2005) e em jovens e adultos com deficiência intelectual (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; POLANCZYK; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010).

Mauerberg-deCastro e seus colaboradores também expandiram o conceito do sistema âncora para ilustrar mecanismos hápticos durante a condução e o manejo de um cão (MELO, 2011; PESTANA et al., 2012; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2013). Similar aos resultados de outros estudos sobre o sistema âncora, efeitos estabilizadores na postura do ser humano foram observados durante a condução do cão. Nestes estudos, uma característica diferente do sistema âncora originalmente proposto - onde um sistema biológico (ser humano) integra dados do meio utilizando-se de uma extensão "ancorada" num ponto terminal estático (por exemplo, a superfície) - é que durante a tarefa de condução de um cão, dois sistemas biológicos (cão e ser humano), acoplados por meio da guia (ferramenta não rígida), influenciam um ao outro alterando sua estabilidade postural e de orientação.

Assim, a questão deste estudo é: num contexto onde dois sistemas biológicos (ser humano e cão) estão ancorados entre si por uma ferramenta (uma guia), pode o ser humano, exposto a uma situação de desafio ao equilíbrio postural, detectar informação háptica útil a ponto de estabilizar sua postura durante uma tarefa

locomotora? Nossa predição é de que o movimento corporal do cão, embora potencialmente perturbador ao condutor, também serve como fonte de orientação (através da guia) quando uma situação crítica se apresenta (por exemplo, ameaça de uma queda). Nesta situação, é possível que o condutor module a tensão na guia não mais para controlar o animal, mas para obter (momentaneamente) dados de posição do próprio corpo tomados com base nas reações posturais desencadeadas no animal. Por outro lado, se o movimento do cão inadvertidamente adicionar influências desestabilizadoras ao movimento do seu condutor, é possível que a dupla tarefa háptica (controlar o cão e extrair dados sobre a posição do próprio corpo a partir das reações posturais do cão) seja incompatível ao sistema de controle motor e ambas compitam entre si, levando à maior desequilíbrio quando o requerimento da tarefa for extrapolado da situação normal da locomoção. Neste caso, o controle do animal com a guia seria abandonado para dar lugar a uma necessidade mais emergencial, a de não cair.

Nosso estudo propôs expandir os resultados de Melo (2011), que observou participantes privados da visão conduzindo um cão sobre uma trave de equilíbrio exibir melhora no controle postural durante o percurso, e investigar mais detahadamente variáveis descritivas do andar e de cinemática articular que refletem na estabilidade locomotora durante a condução de um cão em tarefas de desafio ao equilíbrio postural.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão foi estruturada de forma a apresentar inicialmente características gerais do controle postural e da contribuição do sistema háptico a este controle. Em seguida, serão apresentados estudos sobre o sistema âncora. Os aspectos gerais da marcha humana encerram esta revisão.

2.1 Controle postural

O controle postural é definido como o controle da posição do corpo no espaço com propósito de estabilidade e orientação, e requer a percepção (integração da informação sensorial) e a ação (capacidade de produzir forças para controlar os sistemas de posicionamento do corpo) de maneira contínua (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT; 2003). Segundo Horak e Macpherson (1996), a orientação postural é a capacidade de manter uma relação adequada entre os segmentos corporais e entre o corpo e o ambiente. Já a estabilidade postural é a capacidade de manter o corpo em equilíbrio, ou seja, em condições estáticas, a capacidade de manter o centro de massa corporal dentro dos limites da base de apoio. O registro da oscilação corporal, por meio do deslocamento do centro de massa corporal, é utilizado como método de análise do controle postural, tanto em atividades estáticas quanto dinâmicas (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Dessa forma, vários estudos observaram a diminuição da oscilação do centro de massa corporal de indivíduos correlacionando-a com melhora da estabilidade postural (JEKA; LACKNER, 1994, 1995; KARLSSON; FRYKBERG, 2000; DASCAL, 2005; HURT et al., 2010).

O controle da postura envolve uma integração entre os sistemas musculoesquelético e neural. O primeiro inclui elementos como propriedades musculares e relações biomecânicas entre segmentos corporais. Já o segundo, envolve processos motores, sensoriais e a integração de nível superior essenciais nos processos de antecipação (*feedforward*) e adaptação do controle postural (*feedback*) (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT; 2003).

O mecanismo de antecipação do controle postural *feedforward* ocorre quando a perturbação é causada pelos movimentos do indivíduo e resulta em ajustes que precedem da perturbação da postura e equilíbrio do mesmo e acompanham o movimento de forma a contrapor-se aos efeitos mecânicos da perturbação mantendo a estabilidade postural do indivíduo (GHEZ, 1991; MASSION, 1992; KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011). Já o mecanismo de adaptação do controle postural *feedback* é posterior a perturbações do equilíbrio e os sistemas sensoriais fornecem informação sobre a natureza da perturbação ocorrida para que uma resposta apropriada seja desencadeada (HORAK, MACPHERSON, 1996).

Vários tipos de informação sensorial como a visual, somatossensorial e vestibular influenciam de maneira contínua o controle postural necessário para a realização de comportamentos motores como a locomoção (MCCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996; MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2001). Durante a locomoção, o sistema visual, por exemplo, pode auxiliar de forma integrada no controle das passadas para evitar obstáculos ao longo do caminho (WINTER, 1995). Já o sistema vestibular detecta dados sobre a orientação linear e aceleração angular durante o deslocamento do corpo sobre seus eixos e como um todo no espaço. Estes dados derivam da informação da posição da cabeça e seus movimentos. O sistema vestibular tem conexões com outros sistemas sensoriais, como por exemplo, o sistema somatossensorial. Este último, através de múltiplos receptores, processa a informação sobre a posição e a velocidade dos segmentos do corpo e seu contato com o meio externo. Outro tipo de informação útil ao sistema de controle postural é advinda da percepção háptica, a qual iremos detalhar abaixo.

2.1.1 Sistema háptico e controle postural

A percepção háptica está relacionada à exploração ativa do ambiente para a detecção de propriedades do ambiente tais como textura, movimento e forças (BURTON, 1993; MAUERBERG-DECASTRO, 2004). Segundo Sternberg (2000), a percepção envolve o conjunto de processos pelos quais reconhecemos, organizamos e entendemos as sensações recebidas dos estímulos do ambiente.

Tarefas comumente construídas em experimentos sobre percepção háptica foram inicialmente do tipo manuais e com demandas cognitivas. Por exemplo, vários estudos utilizaram, através do tato háptico, estimar verbalmente distâncias, ou estimar desvios de orientação de segmentos corporais ou do corpo como um todo (SOLOMON; TURVEY, 1988; SANDERS; KAPPERS, 2009). Entretanto, diversos estudos sobre a percepção háptica (JEKA; LACKNER, 1994, 1995; CLAPP; WING, 1999; RILEY et al., 1999; MAUERBERG-DECASTRO, 2004; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006; RABIN et al., 2008) demonstraram como as pessoas exploram ativamente o ambiente de forma que quase sempre esse contato proporciona informação adicional na resolução de uma tarefa postural, auxiliando na estabilidade e orientação sobre a superfície de apoio.

Jeka e Lackner (1994, 1995) realizaram estudos observando os efeitos do contato ativo do ser humano com o ambiente por meio do toque leve com o dedo indicador das mãos. Segundo estes autores, este tipo de toque poderia fornecer informação por meio do mecanismo de antecipação (*feedforward*) sobre a oscilação corporal para reduzir a oscilação corporal. Estes autores observaram a oscilação postural de adultos jovens na postura ortostática com pés na posição "tandem" enquanto não tocavam nenhuma superfície com os dedos e, posteriormente, enquanto tocavam uma superfície rígida posicionada ao lado deles com o dedo indicador. Os participantes realizaram duas condições experimentais: toque leve limitado a 1 Newton e toque com força ilimitada. O centro de pressão da oscilação corporal dos indivíduos foi relacionado com a força aplicada pelos participantes, dessa forma quando estes oscilavam na direção da superfície que estavam tocando, a força aplicada por eles aumentava na mesma direção da superfície, o contrário ocorria quando os indivíduos constatavam essa oscilação e utilizavam essa informação para se estabilizarem no sentido oposto ao que estavam tocando. Os resultados indicaram um tempo de resposta de aproximadamente 200 a 300 milésimos de segundo (JEKA; LACKNER, 1994) e ativação muscular por volta de 150 milésimos de segundo (JEKA; LACKNER, 1995), obtida a partir da atividade eletromiográfica dos músculos responsáveis pela reversão do movimento de oscilação corporal na direção oposta ao da força aplicada por meio do toque leve. Também foi demonstrada diminuição da oscilação corporal nas duas condições experimentais em que tocavam a superfície rígida, comparadas com a condição em

que quando não tocavam. Dessa forma, estes estudos apontaram uma rápida resposta dos indivíduos de forma a restabelecerem sua orientação postural nas condições em que utilizaram o toque leve e ainda, demonstrou que este é um sistema eficiente no fornecimento de informação háptica necessária para o controle postural. Resultados similares foram encontrados em estudo de Clapp e Wing (1999) com adultos jovens em posição com os pés separados e em posição paralela ao tocarem levemente uma superfície rígida. Similarmente, Rabin et al. (2008) verificaram que o contato com o dedo em uma superfície rígida proporciona uma rápida estabilização postural.

Bonfim, Polastri e Barela (2006) investigaram o efeito do toque leve suave sobre a oscilação corporal de adultos em diferentes condições visuais. Neste estudo, oito adultos jovens foram instruídos a permanecer em pé em uma sala móvel, em frente a uma barra de toque em seis condições experimentais combinadas: com e sem visão, com e sem toque na barra e; com e sem movimento da sala móvel. Os resultados demonstraram que o toque leve reduziu a oscilação corporal em todas as situações visuais e diminuiu a influência do estímulo visual proveniente da oscilação da sala móvel. Desta forma, o estudo indicou que nas situações em que a informação visual foi manipulada por meio da sala móvel, a informação somatossensorial sobrepôs a informação proveniente do sistema visual. Dessa forma, os autores ressaltaram que, dependendo do contexto da tarefa, uma informação sensorial pode tornar-se mais preponderante do que outras em sua contribuição para o controle postural. O aumento da demanda da utilização de um sistema sensorial devido à privação da utilização de outro sistema sensorial para a manutenção do controle postural, também pode ser observada em tarefas locomotoras, como nos estudos de Calve (2005) e Melo (2011), que demonstraram os efeitos do sistema háptico no controle postural durante estas tarefas. Nestes estudos, foi observado que a manipulação do sistema visual interferiu na demanda da utilização do sistema háptico para a manutenção do controle postural, dessa forma, nas condições com privação visual, houve aumento da demanda do sistema háptico na busca de soluções para reestabelecer a estabilidade locomotora, quando comparado às condições com o uso da visão. Estes estudos reforçaram que a demanda de um ou outro sistema sensorial depende do contexto da tarefa.

A exploração ativa (háptica) do ambiente para obtenção de informação do ambiente pode ser feita tanto por meio contato direto do organismo com o meio, como por mediação de ferramentas rígidas e não-rígidas. Um exemplo de ferramenta utilizada cotidianamente para exploração do ambiente por indivíduos com deficiência ou por idosos são as bengalas. Estas auxiliam as pessoas a obter referências físicas da posição e da orientação do corpo no espaço, sejam fixas ou móveis, entre as várias opções disponíveis no ambiente, aquela que será mais adequada para que uma tarefa seja realizada a contento. Com base no papel da percepção háptica no controle postural, vamos aprofundar nossa análise sobre os achados com o sistema “âncora” e sua contribuição na estabilidade postural (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; CALVE, 2005; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; POLANCZYK; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MAUERBERG-DECASTRO et. al., 2010; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013).

2.2 Sistema âncora

Em 2004, Mauerberg-deCastro apresentou a metáfora da âncora para ilustrar como o indivíduo explora o ambiente adjacente através de ferramentas não-rígidas. Nesta metáfora, ela fez um paralelo entre um barco (o sistema) amarrado a uma âncora por meio de um cabo flexível (ferramenta não-rígida) uma ferramenta não rígida. Embora o barco permaneça estável, também tem possibilidades de se movimentar pelas forças exercidas pela maré ao mesmo tempo em que é limitado pela fixação da âncora na superfície. Entretanto, quando o assunto é um sistema biológico, um fator diferencial nesta metáfora é que o mesmo pode ativamente modular forças externas. Como um sistema aberto, sistemas biológicos são adaptativos, tomam decisões e ampliam dados provenientes do meio para atender demandas de uma tarefa particular.

Experimentalmente, o sistema âncora inclui cabos flexíveis que devem ser seguros um em cada mão do indivíduo. Na extremidade de cada cabo cargas são acopladas e mantidas em contato com a superfície (Figura 1). Para testar o sistema

âncora, Mauerberg-DeCastro (2004) realizou tarefas posturais sem o uso da visão e com restrição de equilíbrio na plataforma de força com treze adultos jovens nas seguintes condições: apoio unipodal durante 30 segundos (s), e apoio unipodal durante 30 s utilizando o sistema âncora com cargas de 125 gramas (g), 250g, 500g e 1 quilograma (kg). Os resultados indicaram diferenças significativas apenas entre os pesos de 125 g e 1000 g e demonstraram diminuição da oscilação corporal com o uso do sistema âncora indicando melhora na estabilidade postural dos participantes nas tarefas realizadas. Resultados semelhantes foram apresentados no estudo Mauerberg-deCastro et. al. (2010) em indivíduos com deficiência intelectual.



Figura 1. Modelo experimental “sistema âncora” (Mauerberg-deCastro et al., 2010).

Os efeitos do uso do sistema âncora também foram investigados em um grupo de 90 crianças com idades de 5, 6 e 7 anos (CALVE, 2005) em uma tarefa postural dinâmica. A tarefa consistia em andar sem o uso da visão sobre uma trave de equilíbrio sem a utilização de âncoras e utilizando âncoras com pesos de 125 g e de 500 g. A utilização do sistema âncora demonstrou melhora no controle postural para o grupo de 7 anos de idade. As crianças mais jovens tiveram dificuldade em atender à tarefa e a utilizarem corretamente o sistema âncora.

Polanczyk e Mauerberg-deCastro (2005) observaram os efeitos da utilização do sistema âncora em aulas de atividade física adaptada em indivíduos com deficiência intelectual. Foram realizadas avaliações nas seguintes condições: permanecer em pé na posição tandem em uma trave de equilíbrio de 20 cm sem o uso da visão. Tentativas foram feitas com e sem a utilização do sistema. As tentativas com o sistema âncora incluíram cargas de 250g e 500 g. Após a avaliação, os participantes realizaram 4 semanas de intervenção, sendo dois encontros por semana de 1 hora cada, envolvendo atividades de controle postural com o sistema âncora. Após o programa, os sujeitos foram reavaliados nas mesmas tarefas. Houve diferença significativa entre as avaliações antes e após a intervenção para a condição de 500 g indicando melhora do controle postural pela utilização do sistema âncora.

Dascal (2009) e Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) investigaram os efeitos da utilização do sistema âncora em idosos. Em seu estudo, Dascal (2009) observou a oscilação corporal com o uso do sistema âncora tanto em adultos jovens como em idosos. O estudo foi realizado com 15 adultos jovens e 15 idosos empregando uma tarefa postural com restrição da base de suporte em posição "semi-tandem" (pés unidos com um deles posicionado meio pé a frente do outro) com e sem restrição da informação visual (fixando o olhar a um ponto fixo), com utilização do sistema âncora com peso de 125 g e uma condição controle. Os resultados demonstraram menor amplitude de oscilação corporal tanto nos adultos jovens quanto nos idosos.

Moraes e Mauerberg-deCastro (2009) avaliaram o uso do sistema âncora sobre o controle postural de idosos saudáveis e o efeito do uso sistemático do sistema âncora no controle postural de idosos. Neste estudo, cinco idosos realizaram o experimento em três blocos de prática divididos em pré-prática (sem o uso do sistema âncora), prática (com o uso do sistema âncora) e pós-prática (sem o uso do sistema âncora) nas seguintes condições: ficar na posição em ortostática com os pés afastados/paralelos e em "semi-tandem" por um tempo de 20 s para cada tentativa. Nos blocos de prática com o sistema âncora, os participantes seguravam uma linha em cada mão com um peso de 125 g anexado no outro extremo da linha. Os resultados demonstraram diminuição da oscilação corporal dos idosos avaliada por meio do deslocamento do centro de pressão desses indivíduos

com o uso do sistema âncora. Porém, o uso sistemático do sistema âncora não resultou em benefício duradouro ao controle postural dos idosos após um curto período de prática.

Freitas, Mauerberg-deCastro e Moraes (2013) investigaram o efeito do uso prolongado do sistema âncora no controle postural em indivíduos idosos saudáveis. Nele, o uso prolongado do sistema âncora no controle postural de indivíduos idosos foi investigado em diferentes frequências de uso (0, 50, 100%) durante uma tarefa de controle postural em posição semi-tandem. Os três grupos apresentaram um efeito persistente de melhora no controle postural 15 min. após o final da fase de prática. No entanto, apenas o grupo de 50% mostrou um efeito de retenção na melhora do controle postural após a remoção da ferramenta (24 horas depois de terminar a fase prática). Este estudo sugere que o uso do sistema de ancoragem limitado a metade do seu tempo de prática (uso intervalado) pode proporcionar melhora adicional no seu controle postural, já que houve retenção na melhora do controle postural com o uso intervalado do sistema âncora quando comparado ao uso contínuo do sistema âncora durante a intervenção.

Na prática clínica, o principal argumento para utilizar uma ferramenta não-rígida para a intervenção, é que a mesma não favorece suporte mecânico do indivíduo com a superfície na busca por informações do meio que o auxiliem no controle postural como pode ocorrer com o uso de ferramentas rígidas. Por exemplo, o uso de ferramentas rígidas que oferecem suporte mecânico, tais como as bengalas e andadores utilizados por idosos durante a caminhada, podem dificultar a independência dos indivíduos nas atividades de vida diária após um período de uso prolongado, já que os idosos muitas vezes podem apresentar dificuldade em deixar de usar essas ferramentas, por se sentirem inseguros em andar sem o uso da ferramenta rígida, mesmo com um diagnóstico funcional favorável ao abandono do uso da mesma. Outro argumento para o uso de uma ferramenta não-rígida na reabilitação é que ela pode permitir melhor alinhamento postural e simetria durante a marcha, uma vez que são mais flexíveis, diferentemente das ferramentas rígidas como as bengalas e andadores, que devem ser desenvolvidos especificamente para cada indivíduo para evitar desalinhamento postural o que pode ocorrer, por exemplo, com o uso de um andador muito baixo ou uma bengala muito alta para o indivíduo.

Além disso, em geral, as ferramentas não-rígidas apresentam menores custos de fabricação do que uma ferramenta rígida e podem ser desenvolvidas de forma artesanal.

O modelo do sistema âncora, também pode ser observado entre dois sistemas biológicos, como por exemplo, durante o manejo e a condução de cães por meio de uma guia. Neste caso, os sistemas biológicos, ser humano e cão, são mediados por meio de ferramenta não-rígida (a guia), e tal relação permite a troca de informações por meio da sensibilidade háptica através da movimentação da guia. Diferente do sistema âncora proposto originalmente, onde um sistema biológico integra dados por meio de uma extensão que está ancorada num meio estático (superfície), durante a condução do cão pelo ser humano, esses dois sistemas biológicos estão acoplados através da ferramenta não rígida, a guia. Neste caso, ser humano e cão (sistemas instáveis) influenciam e atuam como ponto de referência um ao outro alterando os níveis de estabilidade durante uma tarefa em comum.

Recentemente, dois estudos investigaram a influência da percepção háptica no controle postural durante a condução de um cão. Zabihaylo et al. (2005) investigaram o controle postural do ser humano durante a marcha enquanto o mesmo conduzia um cão-guia. Neste estudo, 4 indivíduos com cegueira congênita foram avaliados sem e com a condução de cães-guia em três condições experimentais: em um ambiente familiar; em um ambiente com rota sinuosa e em um ambiente com uma rota estreitada por barreiras. Os participantes do estudo apresentaram um aumento da velocidade de locomoção e diminuição dos movimentos de flexão/extensão que refletiram em manutenção da horizontalização da cabeça em todas as condições em que conduziam um cão-guia em contraste com as condições quando não conduziam o cão.

Melo (2011), transferiu os conceitos de ancoragem feitos por ferramentas não-rígidas ao manejo de um cão e investigou a relação de ancoragem entre ser humano e cão por meio de uma guia. Seus resultados foram obtidos a partir de uma tarefa na qual indivíduos ($n = 10$) conduziram um cão através de uma guia ao longo de duas traves de equilíbrio. Uma trave estreita foi usada pelo indivíduo que, durante tentativas com e sem privação visual, conduziu um cão posicionado sobre outra trave de equilíbrio mais larga. As passadas de cada indivíduo foram processadas em

suas fases temporais relativas e durações. Todas as variáveis foram significativamente alteradas demonstrando melhor controle postural durante a condução do cão por meio da diminuição da duração das passadas e da redução da variabilidade da fase temporal relativa das passadas, especialmente na condição sem o uso da visão.

De modo geral, a partir dos estudos realizados aplicando o conceito de ancoragem, foi observado que a utilização do sistema âncora promoveu melhora da estabilidade postural dos indivíduos tanto em atividades estáticas quanto em atividade dinâmicas. Tanto o controle postural estático quanto o dinâmico são componentes fundamentais das atividades humanas (NAGAI et al., 2012). Dentre as atividades dinâmicas que demandam controle postural podemos citar a marcha humana, que é objeto do nosso estudo.

2.3 Marcha humana

A marcha bípede é uma forma de deslocamento característica do ser humano que o diferencia das demais espécies de animais (COLLADO-VÁZQUEZ; CARRILLO, 2012). O fato dos seres humanos caminharem com dois ou apenas um pé em contato com o solo promove um grande desafio para nosso controle postural (WINTER, 1995). Devido ao fato de dois terços da nossa massa corporal estar localizado a dois terços da altura do corpo, o ser humano é inerentemente instável, a menos que um sistema de controle postural esteja agindo continuamente a fim de manter o controle adequado de seu equilíbrio dinâmico e alinhamento postural (WINTER, 1995; PETERKA, 2004; RUBINO, 2012).

O caminhar é o resultado de uma série de movimentos cíclicos e pode assim, ser descrito em sua unidade mais fundamental: um ciclo de marcha (NEWMANN, 2011). Um ciclo de marcha é caracterizado por um contato calcanhar/solo, seguido pelo próximo contato calcanhar/solo, do mesmo membro inferior (Figura 2), e pode ser dividido em duas fases: a fase de suporte e fase de balanço (VIEL, 2003). Durante a fase de suporte, ambos os pés permanecem em contato com o solo,

enquanto a fase de balanço é dada por um dos pés sem o contato com o solo (Figura 2). Na velocidade normal da marcha, a fase de suporte ocupa aproximadamente 60% do ciclo enquanto a fase de balanço corresponde a 40% do mesmo (SOUZA, 2009).

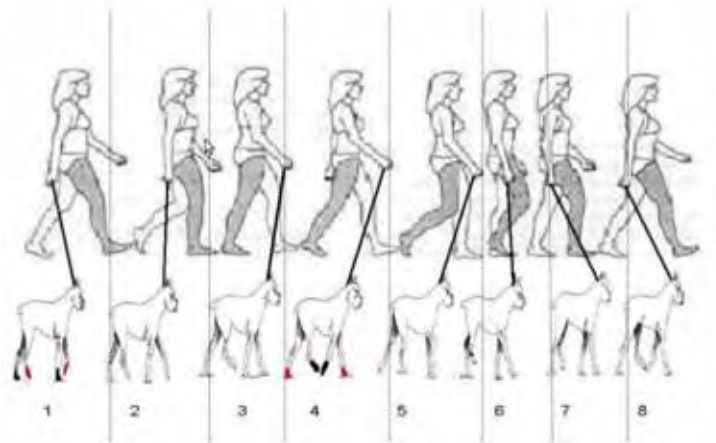


Figura 2. Representação do ciclo do andar. MELO, 2011.

Os movimentos de locomoção são variáveis, não somente entre indivíduos, mas para um mesmo indivíduo a diferentes velocidades e apoios. Diversos fatores podem causar perturbação à estabilidade locomotora durante a marcha, dentre eles a manipulação do uso da informação de um ou mais sistemas sensoriais e/ou por meio de restrição ambiental durante a marcha (GOBBI et al., 2003; PAULA; MAUERBERG-DECASTRO; COZZANI, 2006).

O comportamento motor durante a marcha pode ser avaliado por meio de variáveis descritivas e de cinemática angular de segmentos corporais que refletem em sua estabilidade e orientação. Tais variáveis incluem comprimento e velocidade das passadas, fase temporal relativa intermembros e amplitude de oscilação do tronco.

Durante a marcha normal do ser humano, valores de comprimento e velocidade das passadas são de aproximadamente 144 cm e 137 cm/s respectivamente (NEWMANN, 2011). A regularidade da marcha humana também pode ser demonstrada pela simetria da fase temporal relativa intermembros, que permite avaliar aspectos temporais da coordenação entre membros (MAUERBERG-

DECASTRO; ÂNGULO-KINZLER, 2001). Quando a coordenação é estável, a somatória dos valores da fase relativa dos dois membros resulta em um valor próximo de 1,0. Para cada membro, a medida da fase temporal relativa entre membros próxima de 0,5 indica simetria e é influenciada pela estabilidade postural. Estudos têm analisado a fase relativa intermembros, especialmente nos membros inferiores, para investigar a estabilidade da marcha (SEGURA, 2005; PAULA; MAUERBERG-DECASTRO; COZZANI, 2006). Além disso, outros estudos tem analisado a amplitude de oscilação do tronco (CALVE, 2005, ROSA, 2011) para investigar o controle postural, ou seja, menores amplitudes de oscilação refletem em melhora do controle postural.

A estabilidade postural durante a marcha humana tem sido investigada em diversos tipos de atividades em diferentes populações (VIEL, 2003). Recentemente, aspectos da marcha humana têm sido investigados durante as atividades assistidas por animais.

Johnson e Meadows (2010) observaram a motivação do ser humano para aderência a um programa de intervenção incluindo caminhadas com a presença de um cão e sem a presença do cão, acompanhados de outro ser humano. Os participantes deste estudo apresentaram uma maior taxa de adesão ao programa de intervenção e um aumento de aproximadamente 50% da distância total percorrida pelos participantes ao final do programa de intervenção no grupo em que os mesmos caminhavam com os cães. O estudo, entretanto, não investigou aspectos específicos da marcha humana e do controle postural durante a mesma enquanto conduziam ou não os cães.

Por instância, ser humano e cão, ancorados entre si por meio de uma guia, transferem influências posturais um ao outro durante uma tarefa em comum. Tais influências despertam interesse e podem indicar benefícios da interação homem-animal relacionadas a estabilidade postural do ser humano durante a condução de cães. No entanto, estas influências ainda precisam ser investigadas e explicadas mais detalhadamente neste tipo de estudo.

3. OBJETIVO

Avaliar os efeitos da informação háptica decorrentes da condução de um cão por meio de uma guia na estabilidade locomotora do ser humano, em tarefas com restrição da base de suporte e privação visual.

Esperamos, a partir das observações da prática das atividades assistidas por animais, que a condução do cão reflita em melhor estabilidade postural durante a marcha humana, especialmente na condição em que o indivíduo caminha sem o uso da visão.

4. MÉTODO

4.1 Participantes

Participaram do estudo 14 voluntários (oito do sexo feminino e seis do sexo masculino), com idade média de 24,14 anos ($\pm 2,89$), destros e sem alterações musculoesqueléticas e neurológicas. Dentre os participantes, nenhum deles tinha experiência prévia de adestramento de cães. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para participarem do estudo (ANEXO 1).

Também participou do estudo um cão, fêmea, da raça Akita com 3 anos de idade, 35 quilos e com altura na cernelha de 68 cm, previamente preparada para a tarefa do estudo. O cão teve como pré-requisitos: ser sociável, não possuir histórico de agressividade e receber treinamento em comandos básicos de obediência (BECKER, 2011).

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista – UNESP/Campus de Rio Claro sob o protocolo nº 1024/2012 (ANEXO 2) e pelo Comitê de Ética no Uso de Animal, do mesmo instituto sob o protocolo nº 1841/2012 (ANEXO 3).

4.2 Materiais e instrumentos

Uma trave de equilíbrio foi posicionada paralelamente a 40 cm de um banco suco. A trave mediu 34 centímetros (cm) de altura, 10 cm de largura e 6 metros de comprimento, e o banco mediu 34 cm de altura, 28 cm de largura e 6 metros de comprimento; duas câmeras da marca Panasonic PV-GS300 com capacidade de registro de 60 quadros por segundo; um sistema de referência para calibração do espaço da tarefa composto por 8 cabos flexíveis com 3 marcadores em cada um

deles; 8 fios de prumo; 3 marcadores de pontos anatômicos confeccionados com velcro; bolas de isopor de 2 cm cada e fita reflexiva de cor branca; duas guias de 100 cm (uma guia de manejo pelo participante e outra de segurança manejada por um auxiliar); uma venda para os olhos de cor preta.

4.3 Preparação do ambiente das coletas

A calibração do espaço de coleta foi realizada por meio de uma referência com 24 pontos distribuídos em 8 cabos flexíveis que foram colocados cada um em um gancho fixado ao teto da sala formando um corredor entre os cabos. Neles foram fixados três marcadores na direção vertical (comprimento do fio) com intervalo de 1 metro entre eles. Para manter o cabo estático, foi colocado um prumo em sua ponta, próximo ao chão (Figura 3).

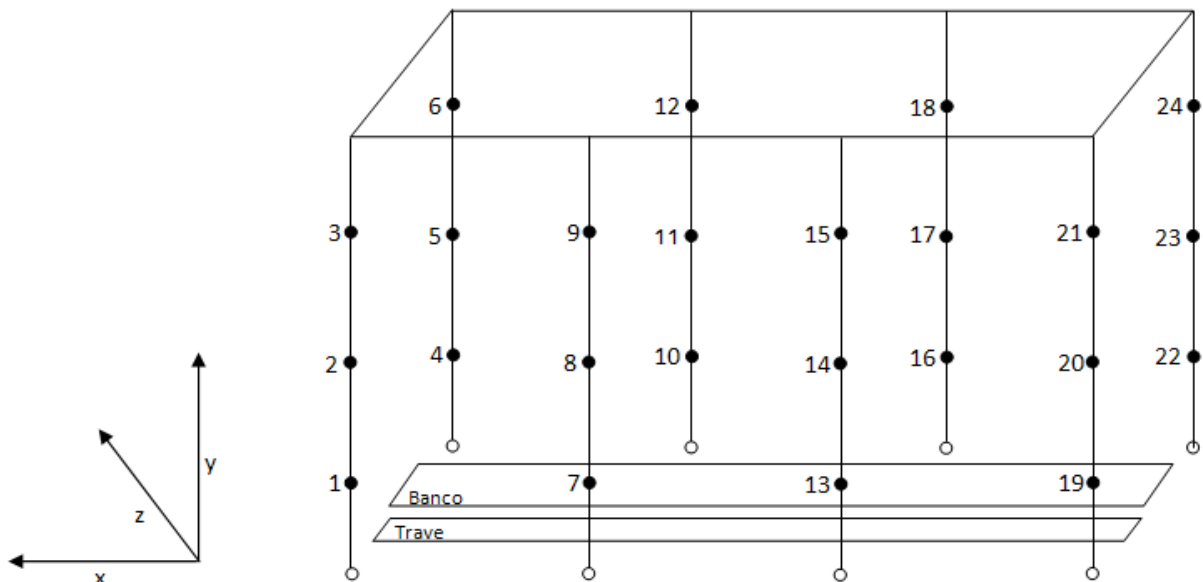


Figura 3 – Esquema representativo do sistema de calibração do espaço no qual as tarefas do estudo foram realizadas.

Foram realizadas e utilizadas para a análise dos dados do estudo, marcações nos seguintes pontos anatômicos do lado esquerdo do participante: ombro (projeção

do processo acromial da escápula) e quadril (projeção do trocânter maior do fêmur) e pé (calcâneo). Essa marcação permitiu rastrear a trajetória desses pontos nas direções das coordenadas “x”, “y” e “z”. As marcações foram feitas com bolas de isopor, recobertas por fita reflexiva de cor branca.

As imagens foram filmadas pelas duas câmeras, com distância de 4 metros entre elas, e 6 metros da trave de equilíbrio de modo a visualizar a extensão toda da trave e do banco (Figura 4).

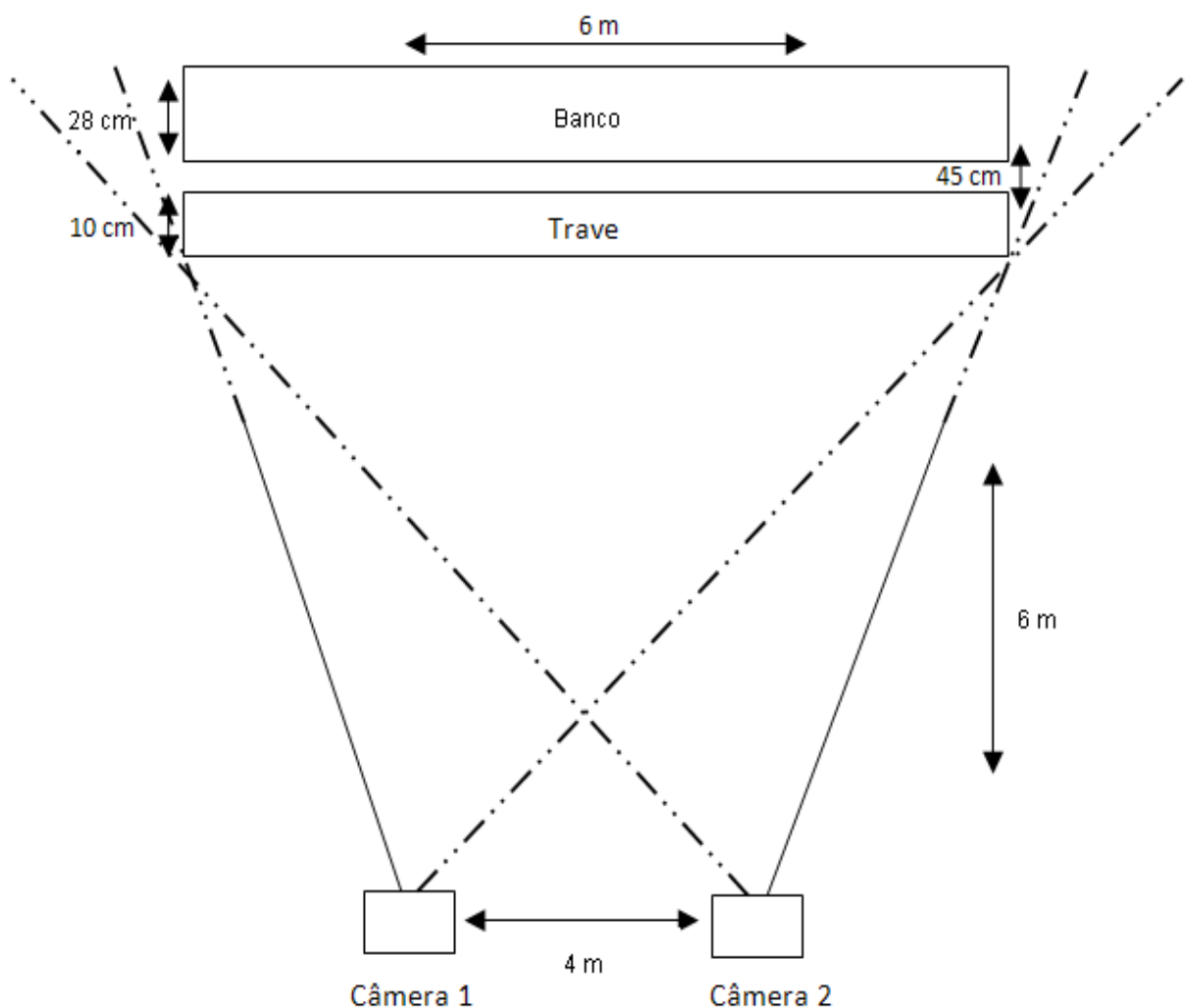


Figura 4. Esquema representativo do ambiente de coletas.

4.4 Procedimento

A tarefa do estudo consistiu no andar dos participantes sobre uma trave de equilíbrio com e sem a condução do cão e com e sem o uso da visão em quatro condições experimentais: andar de forma independente e sem auxílio, com visão (SCCV); andar conduzindo o cão, com visão (CCCV); andar de forma independente e sem auxílio, sem visão (SCSV); e andar conduzindo o cão, sem visão (CCSV). Foram realizadas seis tentativas para cada condição. A ordem de realização das condições experimentais e respectivas tentativas foi completamente randomizada.

Antes do início da realização das tarefas, foram coletados os seguintes dados sobre o participante: peso, altura e dominância lateral (destro ou canhoto); além dos dados pessoais e assinatura referentes ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de participação no estudo. Em seguida, foram fixados os marcadores nos pontos anatômicos dos participantes.

A familiarização dos participantes com o procedimento no estudo ocorreu apenas no momento de realização das tarefas. Logo antes do início das mesmas, os participantes eram convidados a conhecer e ter contato com o cão que fez parte do estudo.

A tarefa foi controlada por dois experimentadores, sendo que um deles ficou posicionado atrás do participante para servir de segurança no evento de uma queda, e o outro, posicionado ao lado do banco onde o cão se deslocava. O experimentador que controlava a participação do cão permanecia virado de frente para o cão, segurando uma guia adicional, cuidando da atividade do cão (no caso do mesmo avançar à frente do participante, parar ou tentar sair da área de deslocamento sobre o banco). Em todas as condições foi dada instrução ao participante para que, enquanto conduzisse o cão, ele caminhasse na trave da maneira mais natural possível.

A tarefa iniciava a partir do comando verbal de um dos experimentadores que ficava posicionado mais próximo ao participante. O participante iniciava a tarefa

posicionado com os dois pés em cima da trave em posição “tandem”, devido à restrição imposta pela trave de equilíbrio (Figura 5).

Nas condições conduzindo o cão, os participantes foram orientados a segurarem a guia durante toda a tentativa, no entanto poderiam utilizá-la da maneira que achassem mais conveniente para a condução do cão.

Nas condições sem o uso da visão, foi colocada uma venda nos olhos do participante quando ele estava em cima da trave antes do início da tentativa. Nestas condições, o participante era verbalmente informado sobre o final do percurso na trave no início do último passo.



Figura 5. Ambiente da coleta de dados – participante posicionado antes do início da tentativa CCSV.

As principais diferenças referentes ao método que adotamos para nosso projeto, comparadas com o estudo de Melo (2011), foram: 1) utilizamos uma trave de equilíbrio para a caminhada do participante durante a realização das tarefas, em vez de um banco sueco invertido; 2) a ordem de realização das tentativas foram completamente randomizadas, e não de forma sequenciada por condição, para que pudéssemos minimizar os efeitos da aprendizagem em um determinada condição e, 3) os participantes realizaram 6 tentativas de cada condição, e não 3, com o intuito de obter quantidade de obter maior quantidade de dados para as as análises do estudo.

4.5 Variáveis analisadas

As variáveis relacionadas à estabilidade locomotora analisadas durante o andar dos participantes foram:

Duração do deslocamento: incluiu a diferença temporal em segundos (s) entre o momento inicial do andar e o final do andar sobre a trave de equilíbrio (determinada pelo 1º contato do calcanhar de um dos pés na trave após o início da tarefa até o último toque do calcanhar de um dos pés sobre a trave).

Duração da passada: diferença temporal (em segundos) entre o 1º e 2º contatos do calcanhar do mesmo pé com a trave de equilíbrio.

Duração da fase de balanço: diferença temporal (em segundos) entre a ocorrência da perda de contato dos dedos dos pés da trave e o próximo toque do calcanhar do mesmo pé na trave.

Duração da fase de duplo suporte: período (em segundos) em que ambos os pés permanecem em contato com a trave.

Fase relativa intermembros: relação temporal relativa entre os membros inferiores, direito e esquerdo. A fase relativa foi calculada através da subtração do tempo de ocorrência do toque de calcanhar direito e o tempo de ocorrência do toque de calcanhar contralateral dividido pelo tempo total de duração da passada.

Comprimento da passada: diferença entre o valor da coordenada x no marcador do calcâneo no momento inicial do contato do pé na trave de equilíbrio e o valor da coordenada x do marcador do calcâneo no próximo contato do mesmo pé com a trave.

Velocidade linear da passada: calculada através da divisão do comprimento da passada pela duração da passada (cm/s).

Amplitude média de oscilação do tronco: desvio-padrão dos valores do ângulo do tronco na direção médio-lateral ao longo das tentativas de cada condição experimental, após subtração da média dos valores da posição angular em cada instante de tempo. A inclinação do tronco para o cálculo desta variabilidade foi obtida como o ângulo formado entre a linha vertical que conecta a projeção do acrômio da escápula (ombro) à projeção do trocânter maior do fêmur (quadril) e a linha horizontal do quadril na direção médio-lateral dos participantes (FIGURA 6), obtida pela função do arco cosseno (GIOVANNI, BONJORNIO, GIOVANNI JUNIOR, 2002). Menores amplitudes de movimento articular do tronco estão associadas à melhor estabilidade postural. O tronco apresenta amplitudes de movimento articular entre as vértebras, porém neste estudo, o tronco foi considerado um segmento rígido, desconsiderando as amplitudes entre as vértebras.

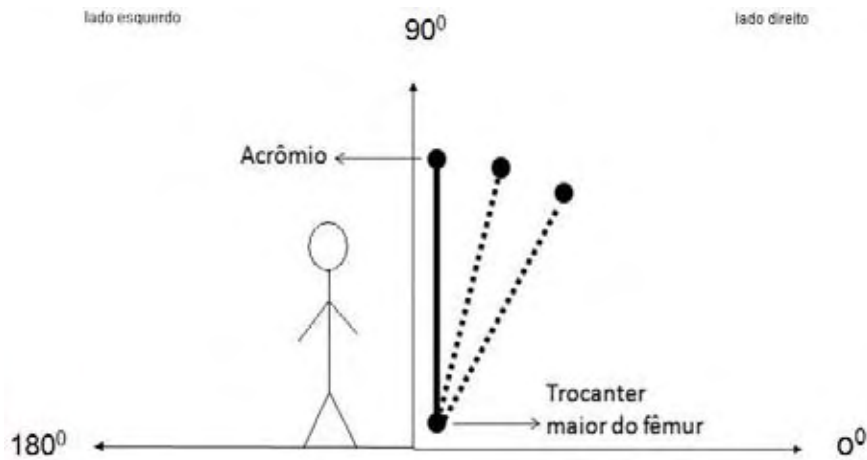


Figura 6. Representação da posição angular do tronco do participante na direção médio-lateral do movimento. Adaptado de ROSA, 2011.

4.6 Análise dos dados

As imagens filmadas pelas duas câmeras durante as coletas foram capturadas por meio de uma placa de captura de imagens da marca *Pinacle*, modelo Studio DV, versão 10.5 em arquivos com formato AVI (audio video interleave) utilizando o programa Studio versão 10.5 em um computador da marca *AMD Sempron Processor 2800*. As imagens desses arquivos foram processadas utilizando o programa Digital Video for Windows (*Dvideow*) versão 5.1 (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003).

A visualização quadro a quadro das imagens no programa *Dvideow* (versão 5.1) permitiu o registro manual dos quadros nos quais ocorreram os eventos da marcha (primeiro toque do calcanhar direito, segundo toque do calcanhar direito, toque do calcanhar esquerdo, perda de contato do pé direito, perda de contato do pé esquerdo) e da posição da coordenada x no toque de calcanhar dos pés na trave durante o percurso. O registro desses dados foi realizado no programa *Microsoft Excel* que permitiu calcular as variáveis: duração dos ciclos da passada, duração da fase de balanço e do duplo suporte, comprimento da passada e velocidade da

passada. Para os cálculos dessas variáveis foram excluídos o primeiro e o último ciclo da marcha em todas as tentativas realizadas de modo a evitar as influências de aceleração/desaceleração típicas no início e parada da locomoção.

Para os cálculos da duração dos ciclos da passada, da fase de balanço e do duplo suporte foi necessário multiplicar a quantidade de quadros registradas em cada evento pelo tempo de duração de cada quadro (0,033 segundos).

Para o cálculo do comprimento da passada, o comprimento total da trave (em centímetros) foi dividido pela diferença entre a posição da coordenada x no início e no final da trave, registradas manualmente em cada tentativa para cada ciclo da marcha. Para verificar a acurácia dos valores do comprimento do passo, foi feita a comparação dos valores de referência horizontal da trave (1 metro) com o valor obtido manualmente dessa mesma medida, os quais se apresentaram similares durante as análises dos dados.

Para a análise tridimensional dos eventos da marcha foi feito o sincronismo entre as imagens das câmeras direita e esquerda por meio da luz de um metrônomo e da visualização do mesmo evento (toque do calcanhar na trave) nas imagens das duas câmeras. O sistema Dvideow versão 5.1 permitiu a reconstrução tridimensional quadro a quadro das coordenadas x, y e z por meio da análise das trajetórias dos marcadores dos pontos anatômicos (ombro e quadril) de cada participante durante a tarefa gerando um arquivo com formato TXT (arquivo de texto comum).

Esse arquivo foi importado no programa *Matlab* versão 7.9 (R2009b) para o cálculo da posição angular e da variação da amplitude de movimento articular do tronco na direção médio-lateral do movimento dos participantes. Os dados foram carregados e filtrados no programa *Matlab* 7.9 utilizando o filtro *Butterworth* passa baixa de segunda ordem com uma frequência de corte de 8 Hz. A partir desses dados, foi possível obter, por meio de rotinas desenvolvidas para estes cálculos no programa *Matlab*, a posição angular do tronco para o cálculo da amplitude média de oscilação do tronco dos participantes na direção médio-lateral durante as tentativas em cada condição experimental do estudo. Os valores da posição angular do tronco foram normalizados para a ilustrarem graficamente a posição angular média dos participantes ao longo das tentativas em cada condição experimental.

4.7 Análise estatística

Foram realizadas análises de variância (ANOVA) com medidas repetidas nos fatores visão (sem e com visão) e condição da tarefa (sem e com cão) para as variáveis: deslocamento total na trave, durações da passada, do duplo suporte e da fase de balanço, comprimento das passadas, velocidade linear das passadas, fase relativa intermembros e amplitude média de oscilação do tronco (valores médios e de desvio-padrão de cada condição).

Testes *a posteriori* de Bonferroni foram utilizados para as comparações aos pares quando efeitos foram detectados. O valor de significância estatística foi mantido em 0,05.

Quando os efeitos principais ou de interação resultaram em diferenças significativas, foi então calculado o tamanho do efeito usando o parâmetro ETA ao quadrado (η^2). De acordo com Thalheimer e Cook (2002), um tamanho de efeito de 0,8 é grande, 0,5 é médio ou moderado, e 0,2 é pequeno.

5. RESULTADOS

Neste estudo, a estabilidade locomotora em função da manipulação das tarefas foi inferida através de variáveis temporais e espaciais, cujos resultados são descritos abaixo. Da fase relativa intermembros, incluímos, além dos valores da média, os valores da média do desvio-padrão de cada condição experimental.

Em geral, os valores da média das seis tentativas de cada condição experimental do estudo demonstraram que nas condições com o uso da visão, andar sem e com o cão, os valores foram próximos. Já nas condições sem o uso da visão, os valores das condições sem e com o cão apresentaram valores mais discrepantes entre si e das condições com o uso da visão, especialmente as condições SCSV. A Tabela 1 mostra o resumo dos valores da média e do desvio-padrão (em itálico) das variáveis do estudo.

Tabela 1. Resumo dos resultados da média e desvio-padrão das variáveis analisadas no estudo em cada condição experimental.

VARIÁVEL	CONDIÇÃO			
	SCCV	CCCV	SCSV	CCSV
Duração do deslocamento total	6,16s (±0,3)	7,58s (±0,31)	30,87s (±5,97)	19,67s (±2,6)
Duração da passada	1,43s (±0,02)	1,63s (±0,1)	4,3s (±0,68)	3,02s (±0,42)
Duração da fase de balanço	0,94s (±0,04)	0,99s (±0,04)	1,63s (±0,26)	1,18s (±0,2)
Duração da fase de duplo suporte	0,5s (±0,03)	0,63s (±0,08)	2,7s (±0,42)	1,76s (±0,28)
Fase relativa intermembros	0,51 (±0,00)	0,51 (±0,00)	0,51 (±0,01)	0,51 (±0,00)
Comprimento da passada	114,48cm (±2,48)	106,18 cm (±2,01)	65,68 cm (±2,72)	71,76 cm (±1,95)
Velocidade da passada	85,43 cm/s (±3,06)	71,64 cm/s (±2,79)	18,5 cm/s (±2,7)	27,09 cm/s (±3,82)
Amplitude média de oscilação do tronco	2,9 (±0,17)	3,27 (±0,39)	7,69 (±0,55)	5,03 (±0,32)

5.1 Duração do deslocamento

A partir dos valores da média da duração do deslocamento total de cada condição experimental, observamos que houve aumento de 36,28% da rapidez do deslocamento na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 7).

A ANOVA calculada para a duração do deslocamento total (2 condições de tarefa x 2 condições de visão x 6 tentativas) para medidas repetidas em todos os fatores mostrou efeito significativo para a condição de tarefa ($F_{1,12} = 23,33$; $p <$

0,001; $\eta^2 = 0,66$, visão ($F_{1,12} = 100,92$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,89$) e tentativas ($F_{5,8} = 8,74$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,42$).

O teste de Bonferroni não apresentou diferença estatística significativa entre as condições com o uso da visão. Houve diferença estatística entre as condições sem o uso da visão ($p \leq 0,001$).

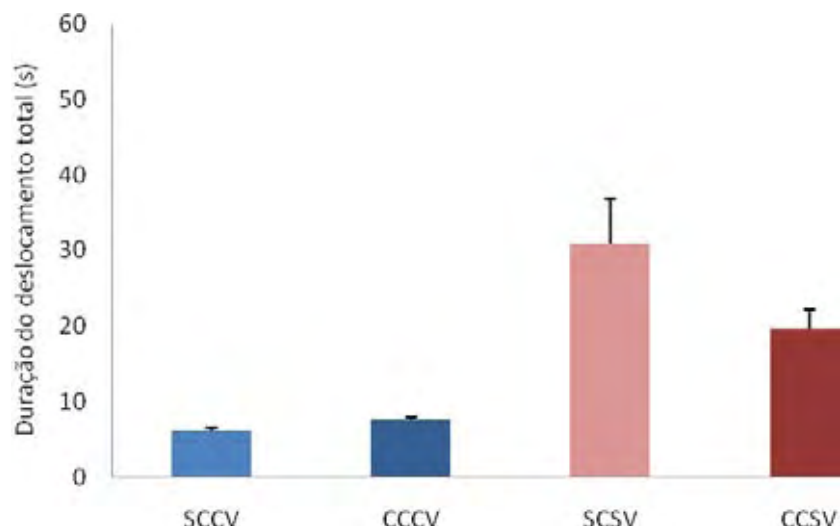


Figura 7. Médias e desvio-padrão dos valores do deslocamento total nas condições experimentais do estudo.

5.2 Duração da passada

A partir dos valores da média da duração da passada dos participantes de cada condição experimental, observamos que houve diminuição de 29,76% da duração da passada na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 8).

A ANOVA calculada para a duração das passadas (2 condições de tarefa x 2 condições de visão) para medidas repetidas em todos os fatores mostrou efeito significativo para a condição de tarefa ($F_{1,12} = 16,85$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,58$) e de visão ($F_{1,12} = 62,23$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,88$).

O teste de Bonferroni indicou similaridade na duração da passada na condição SCCV e CCCV e demonstrou diferença significativa entre as condições SCSV e CCSV ($p < 0,001$).

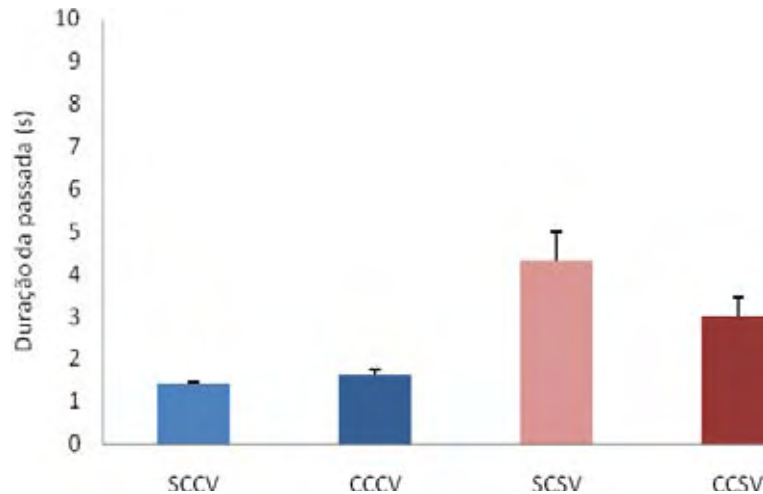


Figura 8. Médias e desvio-padrão dos valores da duração das passadas nas condições experimentais do estudo.

5.3 Duração da fase de balanço

A partir dos valores da média da duração da fase de balanço das seis tentativas de cada condição experimental, observamos que houve diminuição de 27,6% da duração da fase de balanço na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 9).

A ANOVA calculada para a duração da fase de balanço (2 condições de tarefa x 2 condições de visão para medidas repetidas em todos os fatores mostrou efeito significativo para a condição tarefa ($F_{1,12} = 6,85$; $p = 0,022$; $\eta^2 = 0,36$) e visão ($F_{1,12} = 44,18$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,79$).

O teste de Bonferroni não apresentou diferença estatística significativa entre as condições com o uso da visão. Houve diferença estatística significativa entre as condições sem o uso da visão ($p \leq 0,01$).

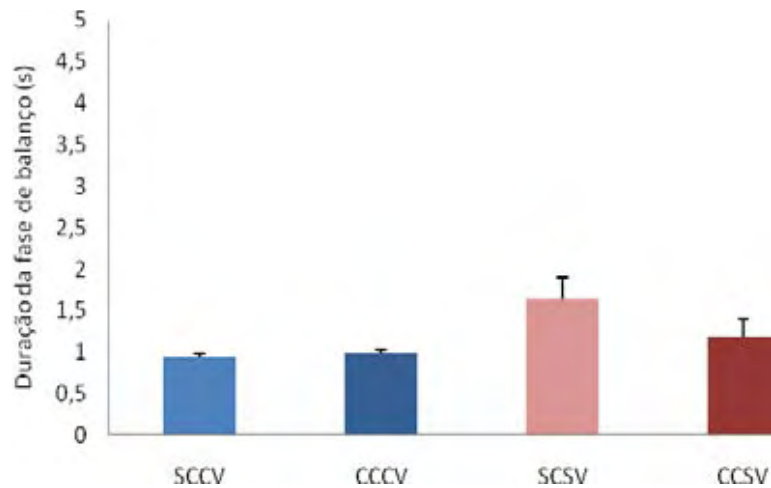


Figura 9. Médias e desvio-padrão dos valores da fase de balanço nas condições experimentais do estudo.

5.4 Duração da fase de duplo suporte

A partir dos valores da média da duração da fase de duplo suporte ao longo das seis tentativas de cada condição experimental, observamos que houve diminuição de 34,81% da duração da fase de duplo suporte na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 10).

A ANOVA calculada para a duração da fase de duplo suporte (2 condições de visão x 2 condições de tarefa) para medidas repetidas em todos os fatores mostrou efeito significativo para a condição tarefa ($F_{1,12} = 15,01$; $p = 0,002$; $\eta^2 = 0,57$) e visão ($F_{1,12} = 51,25$; $p \leq 0,01$; $\eta^2 = 0,81$).

O teste de Bonferroni não apresentou diferença estatística significativa entre as condições com o uso da visão. Houve diferença estatística significativa entre as condições sem o uso da visão ($p \leq 0,001$).

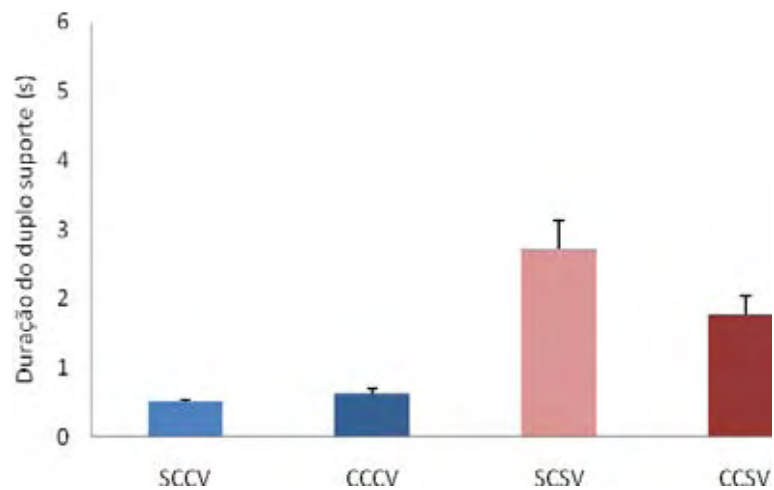


Figura 10. Médias e desvio-padrão dos valores da fase de duplo suporte nas condições experimentais do estudo.

5.5 Fase relativa intermembros

Os valores da média da fase relativa intermembros nas condições experimentais do estudo não apresentaram diferenças entre si. Dessa forma, a fase relativa intermembros foi observada por meio dos valores do desvio-padrão da fase relativa em cada condição experimental.

A ANOVA calculada para a média da fase relativa de cada condição experimental (2 condições de tarefa x 2 condições de visão) para medidas repetidas em todos os fatores apontou efeito significativo para a condição visão (Figura 11).

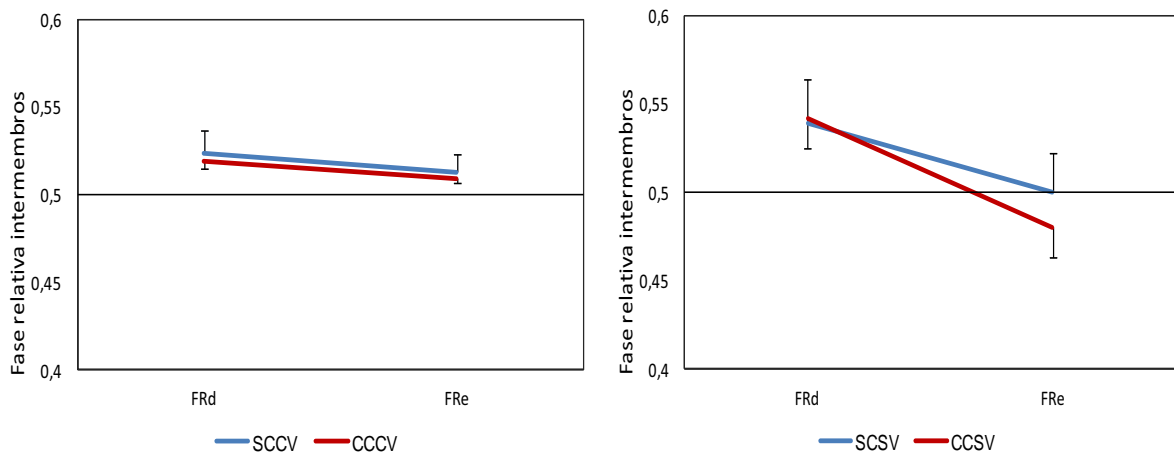


Figura 11. Média e desvio-padrão da fase relativa intermembros nas condições experimentais com e sem o cão, mas com uso da visão (lado esquerdo) e com e sem o cão, mas sem o uso da visão (lado direito).

5.6 Comprimento da passada

A partir dos valores da média do comprimento das passada ao longo das seis tentativas de cada condição experimental, observamos que houve aumento de 8,47% do comprimento da mesma na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 12)

A ANOVA calculada para o comprimento das passadas (2 condições de visão x 2 condições de tarefa) para medidas repetidas em todos os fatores apontou efeito significativo para a condição visão ($F_{1,12} = 264,72$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,96$).

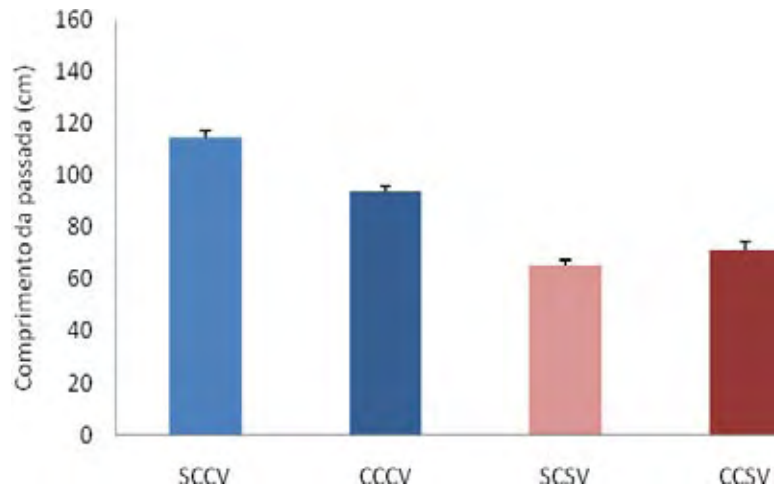


Figura 12. Médias e desvio-padrão dos valores do comprimento das passadas nas condições experimentais do estudo.

5.7 Velocidade linear da passada

A partir dos valores da média da velocidade linear da passada ao longo das seis tentativas de cada condição experimental, observamos que houve aumento de 31,7% da velocidade da mesma na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 13).

A ANOVA three-way calculada para a duração da fase de duplo suporte (2 condições de visão x 2 condições de tarefa) para medidas repetidas em todos os fatores apontou efeito significativo para a condição visão ($F_{1,12} = 128,41$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,91$) e tentativas ($F_{5,8} = 4,50$; $p = 0,002$; $\eta^2 = 0,27$).

O teste de Bonferroni mostrou diferença estatística significativa entre as condições com o uso da visão ($p < 0,001$) e entre as condições sem o uso da visão ($p < 0,01$).

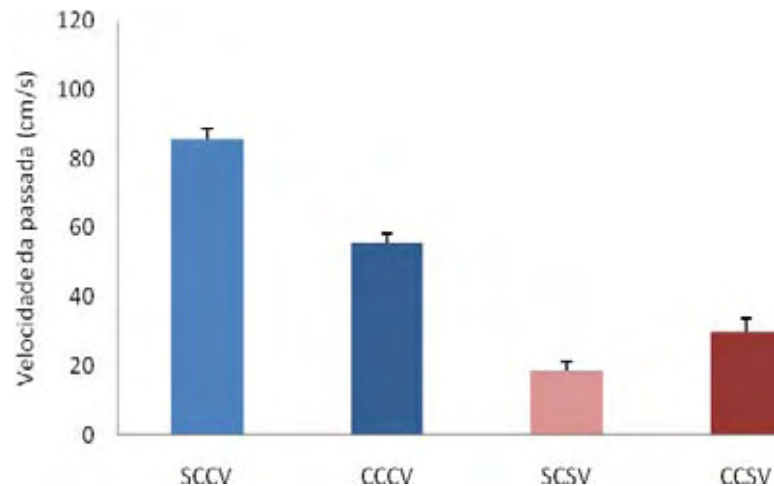


Figura 13. Médias e desvio-padrão dos valores do comprimento das passadas nas condições experimentais do estudo.

5.8 Amplitude média de oscilação do tronco

A partir dos valores da amplitude média de oscilação do tronco ao longo das tentativas de cada condição experimental, observamos que houve diminuição de 34,59% da amplitude média de oscilação do tronco na condição CCSV em relação à condição SCSV (Figura 14).

A ANOVA calculada para a amplitude articular do tronco (2 condições visão x 2 condições de tarefa) para medidas repetidas em todos os fatores mostrou efeito significativo para condição de visão ($F_{1,12} = 323,52$, $p \leq 0,01$, $\eta^2 = 0,96$) e condição de tarefa ($F_{1,12} = 41,36$, $p \leq 0,01$, $\eta^2 = 0,77$).

O teste de Bonferroni indicou similaridade na duração da passada na condição SCCV e CCCV e demonstrou diferença significativa entre as condições SCSV e CCSV ($p < 0,001$).

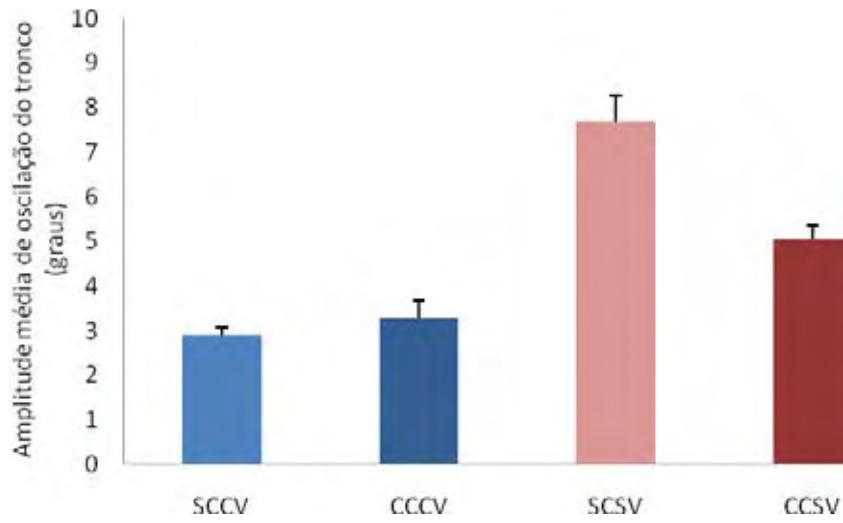


Figura 14. Média e desvio-padrão da amplitude de oscilação do tronco nas condições experimentais.

6. DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a influência da percepção háptica na estabilidade locomotora do ser humano durante a condução de um cão com uma guia. Praticamente todas as variáveis temporais e espaciais do andar do participante humano indicaram que, ao conduzir um cão em uma tarefa desafiadora (andar com privação da visão), seus respectivos valores tendem a se aproximar mais daqueles encontrados em condições de andar com a presença da visão. A partir dos resultados deste estudo pudemos apresentar evidências empíricas de que o uso da guia (ferramenta não rígida), durante uma tarefa com privação visual, na estabilização locomotora do ser humano.

Os resultados das variáveis selecionadas neste estudo confirmam que, ao andar vendado conduzindo o cão, os participantes realizaram a tarefa de forma mais rápida do que quando deslocaram sozinhos sem o uso da visão. Estes resultados foram observados na duração e comprimento dos ciclos das passadas, confirmando que o movimento locomotor ao longo do trajeto foi feito de forma mais estável e orientada do que quando na situação sem a condução do cão. De fato, a combinação desses elementos resultou num aumento da velocidade de execução dessas passadas. Além de realizarem as tarefas de forma mais rápida nas condições em que conduziam o cão do que quando caminhavam sozinhos nas condições sem o uso da visão, os resultados da amplitude média de oscilação do tronco demonstraram que nestas condições (em que caminhavam de forma mais rápida) os participantes também apresentaram melhor estabilidade postural durante a condução do cão. Quanto à variável fase relativa, os valores do desvio-padrão mostraram que a coordenação temporal entre pé direito e esquerdo ao longo das passadas não mudou durante a condução do cão, exceto quando a visão foi obstruída. Neste caso, a variabilidade da fase relativa caiu pela metade e aproximou-se dos valores encontrados na condição com visão. Além de confirmar a estabilidade locomotora, a fase relativa permitiu inferir sobre o nível de simetria entre os lados corporais. Um valor igual a 0,5 indica perfeita simetria entre os lados corporais. Neste caso, os valores médios da fase relativa indicaram um aumento de assimetria entre as passadas durante a condução do cão. É possível que a passada

de um dos lados corporais tenha sofrido mais impacto do que outro pela tentativa de controlar o animal durante sua condução (feita com a mão direita), uma vez que todos os participantes eram destros.

No modelo experimental deste estudo, observamos que todas as variáveis foram úteis para testar nossa hipótese sobre a possibilidade de efeitos estabilizadores no comportamento locomotor devidos à condução de um cão, particularmente pelos altos valores do parâmetro η^2 (acima de 0,50). Esses resultados dão suporte aos pressupostos do sistema âncora que, em diversos contextos experimentais, confirmou efeitos estabilizadores na postura dos participantes (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; DASCAL et al., 2012; MELO, 2011; MAUERBERG-DECASTRO et. al., 2012; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; POLANCZYK; MAUERBERG-DECASTRO, 2005). Assim estes, em nosso estudo a informação háptica captada do ambiente foi obtida por meio de uma ferramenta não rígida (em nosso estudo, a guia do cão) e permitiu melhor estabilidade locomotora durante tarefas com restrições ao equilíbrio postural. Os resultados do estudo também estão de acordo com os obtidos por Melo (2011) na variável duração das passadas e média do desvio-padrão da fase relativa nas condições de privação de visão quando conduzindo um cão em tarefa locomotora semelhante à do nosso estudo.

A não diferença estatística aqui encontrada entre as condições com o uso da visão, em ambas as tarefas com e sem a condução do cão permite inferir que o sistema visual favoreceu a estabilidade locomotora em demanda, ou seja, inserir estratégias hápticas para controlar a guia ao caminhar junto com o cão é, neste caso, foi irrelevante ao sistema postural e à estabilidade locomotora, devido à utilização do sistema visual. As condições experimentais sem visão apresentaram exacerbada perturbação postural do ser humano e, por isso, a informação advinda do sistema háptico foi determinante no controle postural. Estes resultados concordam com os resultados do estudo de Bonfim et al. (2006), no qual o uso do sistema háptico foi mais requisitado nas condições em que a visão foi manipulada de forma a causar perturbação, ressaltando assim, que a utilização mais preponderante ou não das informações de um sistema sensorial depende do contexto da tarefa.

Nossos resultados confirmam a predição de que o movimento corporal do cão orientou (através da guia) o sistema postural do condutor durante a tarefa locomotora sem o uso da visão. A tensão impressa pelo condutor na guia do cão serviu tanto para controlar o animal, como para fornecer um sistema de referência espacial integrando o cão (e suas reações), a ferramenta em si (a guia) e o meio (superfície e trajeto). Dessa forma, a informação háptica contribuiu no mapeamento das informações advindas do meio e da tarefa e do posicionamento do indivíduo no espaço contribuindo para a manutenção da estabilidade postural dos participantes. Nossa interpretação é de que os dados resultantes desse sistema de referência eram atualizados sempre que uma necessidade postural mais desafiadora se apresentava. A movimentação do cão e a ancoragem através da guia permitiram ao indivíduo captar, reunir e transformar a informação necessária para manter a postura enquanto caminhavam.

A característica de dupla tarefa foi imposta pela restrição visual permitindo aos participantes manterem a condução do cão ao mesmo tempo em que utilizavam as propriedades hápticas da guia para orientação postural. A dupla tarefa háptica (controlar o cão por meio da guia e extrair dados sobre a posição do próprio corpo a partir das reações posturais do cão) integrou os dados da tensão na guia sem sacrificar uma ou outra função. Assim, o sistema âncora parece integrar requerimentos de tarefas posturais de forma cooperativa. O controle do animal com a guia poderia não ser possível caso a guia fosse usada para auxiliar no equilíbrio desviando o cão de sua trajetória. Nossos participantes, baseado em inspeção visual, embora tenham variado a força da puxada da guia, nunca a fizeram a ponto de deslocar o cão para fora da sua superfície de apoio. Neste estudo, a puxada na guia, embora não avaliada em sua magnitude de força tensional, pode ter correspondência com a força tensional, semelhante às tarefas de toque leve (JEKA; LACKNER, 1994; 1995).

É possível notar que, apesar de não termos avaliado o tempo de resposta dos indivíduos para a (re)estabilização postural, a utilização da informação da guia decorrentes da condução do cão propiciou rápida resposta motora dos indivíduos para manutenção de sua orientação e estabilidade locomotora. Com base em inspeção visual e na visualização das imagens filmadas durante a realização das tarefas, também foi possível observar que o uso da guia auxiliou os participantes na

captação de informações para sua orientação, estabilidade e realinhamento postural sobre a trave de equilíbrio, especialmente nos momentos em que estes inclinaram para o lado esquerdo do seu corpo (contrário ao lado onde estava posicionado o cão). Dessa forma, pudemos observar efeitos de estabilização pela exploração do ambiente por meio das puxadas da guia pelo participante, obtidas a partir do contato com o objeto externo (cão) que proporcionou a ancoragem entre os dois organismos (homem e cão) uma ancoragem entre animal e ambiente. Esta vantagem também pode ser conferida pela observação dos gráficos dos dados da posição angular do tronco ao longo do das tentativas.

Os parâmetros temporais representativos do andar (duração das passadas, das fases de balanço e de duplo suporte) foram todos consistentes em mudança conforme a demanda das tarefas. Já a fase relativa intermembros parece mais resistente às alterações promovidas pelo contexto da tarefa e, portanto, a variabilidade desta medida (desvio-padrão) tem sido útil em capturar os efeitos de manipulações experimentais (PAULA, MAUERBERG-DECASTRO; COZZANI, 2006).

O comprimento das passadas nas condições com o uso da visão se assemelhou aos valores médios encontrados na literatura (NEWMAN, 2011), relação não presente nas condições sem o uso da visão, nas quais os valores do comprimento das passadas foram reduzidos para aproximadamente a metade dos valores apresentados nas condições com o uso da visão. Nestas condições além do maior comprimento das passadas, os indivíduos apresentam maior velocidade das passadas, demonstrando que a condução do cão reflete de forma mais eficiente na estabilidade locomotora dos participantes do que quando não conduzem o cão, nas condições sem o da visão. Estes resultados também sugerem que mesmo com a restrição da base suporte, o uso da visão proporcionou informação suficiente aos participantes para atingir estabilidade e orientação postural durante a realização das condições de andar com e sem contato com o cão, similares a uma condição em que não há a restrição da base de suporte.

Os resultados da amplitude média de oscilação do tronco, também evidenciaram que, nas condições com a presença do cão, a estabilidade postural dos indivíduos nas tarefas realizadas com o cão foi superior do que quando comparada às condições sem o uso do cão, nas condições de privação visual. Neste

caso, é possível que o uso da informação presente no ambiente por meio da guia forneceu um quadro de referência ao indivíduo que foi utilizado para sua orientação e permitiu que, a partir do contato entre as duas extremidades, sua estabilidade postural ocorresse de forma mais homogênea nessas condições.

A eficiência do uso da guia na detecção de informações hápticas úteis à estabilidade postural variou em função da prática apenas quando a necessidade postural foi significativa, ou seja, na ausência da visão. Por exemplo, o deslocamento total foi mais rápido, e a duração das passadas reduziu entre as tentativas iniciais e finais quando a visão não estava disponível. O comprimento e velocidade das passadas maiores foram observados nas tentativas finais em todas as condições de tarefas, porém sem significância detectada nas comparações aos pares.

Os resultados do estudo sugerem que os indivíduos são capazes de detectar propriedades hápticas do movimento de um cão por meio da sua guia de modo a atenuar efeitos desestabilizadores na locomoção durante contextos de restrição ao equilíbrio e à visão. As implicações dos efeitos da informação (percepção) háptica no comportamento de indivíduos que interagem utilizando mediação por meio de ferramentas, tanto com o meio estável (superfície) como com o contato com outros organismos, sugerem aplicações práticas importantes. Por exemplo, o uso do cão guia como estratégia de navegação e mobilidade do cego amplia o significado de adaptação. Ou seja, é provável que, se a estabilidade postural do cego não for preservada, ou mesmo melhorada, pela utilização do cão-guia, a função de navegação poderia ficar prejudicada.

De modo geral, nossos resultados demonstraram efeitos benéficos provenientes da relação entre homem e animal, corroborando com os estudos de diversas áreas (TOOHEY; ROCK, 2001; BANKS; BANKS, 2002; MARTIN; FARNUM, 2002; FRIEDMAN et al., 2003; COHEN, 2004; JALONGO et al., 2004; SERPELL, 2004; KUSHNER et al., 2006; KATCHER; TEUMER, 2006; GEE; HARRIS; JOHNSON; 2007; CUTT et al., 2008; CAPOTE, 2009; JOHNSON; MEADOWS, 2010; CARLISLE, 2012; GRANDGEORGE et al., 2012, TARDONA, 2012) e reforçando, dessa forma, a relevância das atividades de vida diária e terapias assistidas por animais.

7. CONCLUSÃO

Os resultados do estudo sugerem que os indivíduos são capazes de detectar propriedades hápticas do movimento de um cão por meio da sua guia de modo a atenuar efeitos desestabilizadores na locomoção durante contextos de restrição ao equilíbrio e à visão.

REFERÊNCIAS

BANKS, M. R.; BANKS, W. A. The effects of animal-assisted therapy on loneliness in an elderly population in long-term care facilities. **The Journal of Gerontology**, v. 57, n. 7, p. 428-432, 2002.

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

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

CALVE, T. **Contribuição da percepção háptica durante o andar sobre a trave de equilíbrio em crianças de 5 a 7 anos de idade**. 2004. 63 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2004.

CAPOTE, P. S. O. **Terapia assistida por animais (TAA) e deficiência mental: análise do desenvolvimento psicomotor**. 2009. 204 f. Dissertação (Mestrado em Educação Especial). Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, Brasil, 2009.

CARLISLE, G. K. **Pet dog ownership in families of children with autism: Children's social skills and attachment to their dogs**. 2012. 124 f. Tese (Doutorado em Enfermagem), Escola de Enfermagem, Universidade de Missouri, Columbia, 2012.

COHEN, S. Social relationships and health. **American Psychologist**, v. 59, p. 676-684, 2004.

COLLADO-VÁZQUEZ, S.; CARRILLO, J.M. Balzac y el análisis de la marcha humana. **Neurología**, [S.l.], 2012.

CUTT, H.; GILES-CORTI, B.; KNUIMAN, M.; PIKORA, T. Physical activity behavior of dog owners: development and reliability of the Dogs And Physical Activity (DAPA) tool. **Journal of Physical Activity and Health**, v. 5, p. 73-89, 2008.

DASCAL, J. B. **Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora**. 2009. 128 f. Tese (Doutorado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2009.

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

FINE, A.H. **Handbook on animal-assisted therapy: theoretical foundations and guidelines for practice**. 3 ed. London: Academic Press, 2010.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

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**, 2013.

FREITAS, S. M. S. F.; DUARTE, M. **Métodos de análise do controle postural**. Laboratório de Biofísica. FAPESP, 2005.

FRIEDMAN, E.; THOMAS, S. A.; STEIN, P. K.; KLEIGER, R. E. Relationship between pet ownership and heart rate variability in patients with healed myocardial infarcts. **The American Journal of Cardiology**, v. 91, n. 6, p. 718-721, 2003.

GEE, N. R.; HARRIS, S. L.; JOHNSON, , K. L. The role of therapy dogs in speed and accuracy to complete motor skills tasks for preschool children. **Anthrozoos**, v. 20, n. 4, p. 375-386, 2007.

GENTAZ, E.; BAUD-BOVY, G.; LUYAT, M. The haptic perception of spatial orientations. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 3, p. 331-348, 2008.

GHEZ, C. Posture. In: Kandel, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. (Ed.). **Principles of Neural Science**. 3 ed. Columbia: Lange, p. 367-384, 1991.

GRANDGEORGE, M.; TORDJMAN, S.; LAZARTIGUES, A., LEMONNIER, E., DELEAU, M.; HAUSBERGER, M. Does pet arrival trigger prosocial behaviors in individuals with autism? **Plus one**, 2002.

GIBSON, J. J. Observation on active touch. **Psychology Review**, v. 69, p. 477-491, 1962.

GIOVANNI, BONJORNO, GIOVANNI JUNIOR, 2002. **Matemática fundamental: uma nova abordagem**. São Paulo: FTD, 2002.

GOBBI, L. T. B., MENUCHI, M. R. T. P., UEHARA, E. T., SILVA, J.J. Influência da informação exproprioceptiva em tarefa locomotora com alta demanda de equilíbrio em crianças. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.11, n.4, p.79-86, 2003.

HURT, C.P.; ROSENBLATT, N.; CRENSHAW, J.R., GRABINER, M.D. Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. **Gait Posture**, v. 31, n. 4, p. 461-464, 2010.

JALONGO, M. R., ASTORINO, T., & Bomboy, N. Canine visitors: the influence of therapy dogs on young children's learning and well-being in classrooms and hospitals. **Early Childhood Educational Journal**, v. 32, p. 9-16, 2004.

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

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces on human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 103, n. 2, p. 267–276, 1995.

JOHNSON, R.A.; MEADOWS, R.L. Dog-walking: motivation for adherence to a walking program. **Clinical Nursing Research**, v. 19, n. 4, p.3 87-402, 2010.

JOHNSON, R. A.; BECK, A. M.; MCCUNE, S. **The health benefits of dog-walking**. Indiana: Purdue University Press, 2011.

KARLSSON, A.; FRYKBERG, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 365-369, 2000.

KATCHER, A. H.; TEUMER, S.P. A 4-year trial of animal-assisted therapy with public school special education students. In: FINE, A. H. (Ed.). **Handbook on animal-assisted therapy: theoretical foundations and guidelines for practice**. 2 ed. Burlington: Elsevier, 2006.

KLOUS, M.; MIKULIC, M.; LATASH, M. L. Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **Journal of Neurophysiology**, v. 105, n. 5, p. 2275–2288, 2011.

KUSHNER, R. F.; BLATNER, D. J.; JEWELL, D. E.; RUDLOFF, K. The PPET study: people and pets exercising together. **Obesity**, v. 14, n. 10, p. 1762-1770, 2006.

LAGARDE J., PEHAM C., LICKA, T. KELSO J. A. S, . Coordination Dynamics of the Horse-Rider System. **Journal of Motor Behavior**, v. 37, n. 6, p. 418–424, 2005.

LATASH, ML. Stages in learning motor synergies: a view based on the equilibrium-point hypothesis. **Human Movement Science**, v. 29, p. 457– 471, 2010.

MCCOLLUM, G.; SHUPERT, L.C.; NASHNER, L.M. Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environments. **The Journal of Theoretical Biology**, v. 180, p. 257–270, 1996.

MARTIN, F.; FARNUM, J. Animal-assisted therapy for children with pervasive developmental disorders. **Western Journal of Nursing Research**, v. 24, n. 6, p. 657-670, 2002.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, p. 35-56, 1992.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; ANGULO-KINZLER, R. Vantagens e limitações das ferramentas usadas para investigar padrões de comportamento motor segundo a abordagem dos sistemas dinâmicos. In: Teixeira, L. **Avanços em comportamento motor**, p.35-57. São Paulo: Movimento, 2001.

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

MAUERBERG-DECASTRO, E.; LUNCENA, C.S.; CUBA, B. W.; BONI, R. C.; CAMPBELL, D. F.; MORAES, R. (2010). Haptic Stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid 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**, 2011.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, A. C. P.; PESTANA, M. B.; PORTO, L. A.; DIAS, M. Utilidade da informação háptica para indivíduos em uma posição de equilíbrio estática conectados a um cão andando em uma esteira rolante. Relatório de pesquisa. Universidade Estadual Paulista, 2013.

MELO, J. A. C. A ancoragem funcional através do manejo de cão em tarefas de equilíbrio. 60 f. **Dissertação** (Mestrado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2011.

MELZER, I.; BENJUYA, J.; KAPLANSKI, J. Age-Related Changes of Postural Control: Effect of Cognitive Tasks. **Gerontology**, v. 47, p. 189-194, 2001.

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

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.

NAGAI K.; YAMADA M.; MORI S.; TANAKA B.; UEMURA K.; AOYAMA T.; ICHIHASHI N.; TSUBOYAMA T. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. **Archives of Gerontology and Geriatrics journal**, 2012.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**: fundamentos para a reabilitação física. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

PAULA, A. I.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; COZZANI, M. V. Desenvolvimento longitudinal do andar para frente e para trás: Impacto da restrição ambiental. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 8, n. 4, p. 73-81, 2006.

PESTANA, M. B.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; PÉRICO, B. C.; PORTO, L.A. Percepção háptica durante a condução de um cão. In: **Trabalhos do XXIV Congresso de Iniciação Científica da UNESP**. XXIV Congresso de Iniciação Científica da UNESP São Pedro 2012 São Paulo: PROPE.

PETERKA, R. J.; LOUGHLIN, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v.91, p.410-423, 2004.

POLANCZYK, S. D.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição do paradigma âncora na melhora do controle postural em adultos com deficiência mental após um treinamento. **Motriz**, v.11, p. S141-S142, 2005.

RABIN, E.; DIZIO, P.; VENTURA, J.; LACKNER, J.R. Influences of Arm Proprioception and Degrees of Freedom on Postural Control With Light Touch Feedback. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, n. 2, 595-604, 2008.

RILEY, M.A.; STOFFREGEN, T.A.; GROCKI, M. J.; TURVEY, M.T. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v. 18, p. 795-817, 1999.

ROSA, R.G. **Análise tridimensional da caminhada com e sem carga em terreno inclinado**. 2011. 54 f. Monografia (Bacharel em Educação Física) – Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011.

ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J. Dynamic sensorimotor Interactions in Locomotion. **Physiological Reviews**, v.86, p.89-154, 2006.

RUBINO F.A. Gait disorders. **Neurologist**, v.8, n.4, p.254-262, 2012.

SANDERS, A.F.J.; KAPPERS A.M.L. Factors affecting the haptic filled-space illusion for dynamic touch. **Experimental Brain Research**, v. 192, p. 717-722, 2009.

SEGURA, M.S.P. **O andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso**. 2005. 151 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2005.

SERPELL. Factors influencing human attitudes to animals and their welfare. **Animal Welfare**, V. 13, p. 145-151, 2004.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Motor Control: Theory and Practical Applications**, 2 ed. Baltimore: Lippincott, 2003.

SILVEIRA FILHO, E. S. D. **Plataformas de força montadas em esteira ergométrica para análises de impacto na marcha humana**. 1997. 66 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia), Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

SOLOMON, H. Y.; TURVEY, M. T. Haptically perceiving the distances reachable with hand-held objects. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 14, p. 404–427, 1988.

STERNBERG, R. J. (2000). *Psicologia Cognitiva*. Tradução: M.R.B. Osório. Porto Alegre: Artes Médicas.

TARDONA, D. R. Promoting Companion Animal Leash Compliance on an Urban Park Trail System. **Natural Areas Journal**, 32(2), 215-217, 2012.

THALHEIMER, W.; COOK, S. **How to calculate effect sizes from published research articles**: A simplified methodology, 2002. Disponível em: http://work-learning.com/effect_sizes.htm.

TOOHEY, A.M.; ROCK, M. J. Unleashing their potential: a critical realist scoping review of the influence of dogs on physical activity for dog-owners and non-owners. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 2011.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**: biomecânica, investigações, normas e disfunções. São Paulo: Manole, 2003.

WINTER, D. Human balance and posture during standing and walking. **Gait and Posture**, v.3, n.4, p.193-214, 1995.

ZABIHAYLO, C., COUTURIER, J.A., TERMOZ, N., PRINCE, F. Analysing the postural and gait behaviour of a person with retinitis pigmentosa traveling with a guide dog. International **Congress Series**: v.1282, p.767-771, 2005.

ZELTZMAN, P.; JOHNSON, R.A. **Walk a hound, lose a pound**: How you and your dog can lose weight, stay fit and have fun together. West Lafayette: Purdue University Press, 2011.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96).

LABORATÓRIO DA AÇÃO E PERCEPÇÃO (LAP)

Departamento de Educação Física, Universidade Estadual Paulista de Rio Claro

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: “Níveis de estabilidade postural do ser humano durante tarefas de condução e manejo de um cão”.

Responsável: Bruna Carla Périco

Orientadora: Prof^a Dr^a Eliane Mauerberg-deCastro

Eu, Bruna Carla Périco, RG 34.781.590-x, aluna do Curso de Pós graduação pelo programa de Ciências da Motricidade Humana, tendo como orientador a Prof^a Dr^a Eliane Mauerberg de Castro, convido o(a) Sr.(a) para participar da pesquisa: “Níveis de estabilidade postural do ser humano durante tarefas de condução e manejo de um cão”.

O manejo de cães tem sido utilizado em protocolos de treinamento, atividade física e terapia assistida por animais. Esperamos que o manejo de um cão resulte em efeitos positivos no controle da marcha humana, especialmente na condição onde a visão é obstruída. O objetivo deste trabalho é avaliar no ser humano, influências posturais decorrentes da condução de um cão durante tarefa locomotora com restrição ao equilíbrio.

Você terá que andar sobre uma trave de equilíbrio, privado(a) da informação visual, segurando um cão por uma guia e coleira. Condições sem o uso do cão e com visão serão utilizadas como tarefas de controle. Você realizará 6 tentativas para cada condição experimental: a) com o uso da visão e sem o cão; b) com o uso da visão e com o cão; c) sem o uso da visão e sem o cão e d) sem o uso da visão e com o cão. A trave terá 34 cm de altura, 10 cm de largura e 6 metros de comprimento, e as atividades serão filmadas. Previamente serão coladas esferas de isopor em pontos anatômicos de proeminências ósseas do seu corpo para facilitar a captura das imagens bem como para posterior análise. A tarefa iniciará a partir do comando verbal de um dos experimentadores. Outro experimentador ficará próximo à trave para realizar auxílio em caso de você cair. Nas condições, com a presença do cão, você receberá a instrução de segurar a guia com a mão direita (uma vez que o cão sempre se deslocará à sua direita), mantendo-se em alinhamento paralelo ao cão. Nas condições sem visão, a venda será colocada quando você estiver em cima da trave. Em todas as condições a instrução será para que você realize as passadas na trave da maneira mais natural possível.

Você pode por ventura não compreender a tarefa e acidentalmente cair da trave. Adicionalmente, a falta de cooperação do cão para a tarefa, ou desvios de concentração do mesmo, podem ocasionar mudanças bruscas na trajetória de marcha, acarretando prejuízos ou risco de queda durante a tarefa. Riscos de mordida e ferimento do cão no indivíduo são mínimos. O treinamento de obediência básica previne que o cão lata sem controle.

As tarefas envolvem apenas andar em cima de uma trave de equilíbrio rígida fixada no chão, com marcadores de isopor aderidos superficialmente a pontos articulares, ou seja trata-se de procedimentos não invasivos e indolores. O estudo será desenvolvido em ambiente controlado, onde terá a presença da responsável pelo estudo e auxiliares e será conduzido por pessoas que conheçam a metodologia desenvolvida,

devidamente identificadas e cientes da confidencialidade dos dados e procedimentos. Nas tarefas com e sem ausência de visão, você terá um auxiliar ao lado para retomada na tarefa em caso de desequilíbrio. Será também realizado treinamento prévio com o cão voluntário, a fim de evitar problemas de atenção durante a execução da tarefa, impedindo assim que seu movimento acarrete seu desequilíbrio e queda durante a tarefa. Nas tarefas com ausência de visão, você terá um auxiliar ao lado para retomada da posição na tarefa em caso de desequilíbrio. Os horários de refeição do cão bem como eliminação de possíveis fezes e urina serão devidamente respeitados e executados em horários diferentes ao do experimento. Os riscos de mordidas são mínimos, pois o cão voluntário tem treinamento em obediência básica e já participou de outros estudos em contato com seres humanos. O cão voluntário não tem registro de qualquer incidente deste tipo, no entanto, mesmo assim será mantida uma distância segura com o participante. Em caso de mordida, a mesma será tratada e o cão afastado do experimento, e o estudo será retomado com outro cão respeitando as especificações sobre saúde e comportamento adequados.

As informações coletadas no estudo serão confidenciais e o nome dos participantes não será divulgado em hipótese alguma. As informações obtidas da participação só poderão ser utilizadas para fins estatísticos, científicos ou didáticos, desde que fique resguardada a privacidade dos participantes. Participando deste estudo, você estará ajudando na descoberta de novos procedimentos que poderão auxiliar no equilíbrio, e isto trará benefícios para a compreensão acerca da relação entre ser humano e cão.

A qualquer momento você poderá pedir para interromper a participação na realização do experimento sem qualquer constrangimento. A responsável por este estudo se prontifica a responder todas as suas questões antes e durante o curso da pesquisa.

Caso você esteja de acordo em participar do estudo de livre e espontânea vontade, o convido a assinar “Termo de consentimento Livre e Esclarecido” em duas vias, sendo que uma das vias ficará com o participante da pesquisa (você) e a outra via ficará com o pesquisador responsável pelo estudo.

Nome do participante _____

Data de nascimento: _____ Sexo: _____

Endereço _____ Cidade/Estado: _____

CEP: _____ Telefone: _____

RG: _____

Assinatura

Local e data

Título do Projeto: “Níveis de estabilidade postural do ser humano durante tarefas de condução e manejo de um cão”

Identificação do responsável pelo estudo

Aluno (Pesquisador)

Bruna Carla Périco

RG: 34781590-x

Laboratório da Ação e Percepção

Departamento de Educação Física - IB/UNESP

Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900

Fone: 19 – 81347302 (celular)

e-mail: brunap.fisio@yahoo.com.br

Pesquisador responsável (Orientador)

Prof^a Dr^a Eliane Mauerberg-deCastro

Laboratório da Ação e Percepção

Departamento de Educação Física - IB/UNESP

Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900

Fone: (19) 35264333

e-mail: mauerber@rc.unesp.br



DECISÃO CEP Nº 018/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação
Protocolo nº: 1024	Data de Registro CEP: 13.02.2012
Projeto de Pesquisa: "Níveis de estabilidade postural do ser humano durante tarefas de condução e manejo de um cão"	

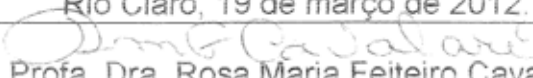
Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: -.-
	Colaboradores: -.-
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável:
	Orientando(a):
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: BRUNA CARLA PERICO
	Orientador(a): Eliane Mauerberg de Castro

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 45ª reunião ordinária, realizada em 19/03/2012

<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, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<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: abril de 2013

Rio Claro, 19 de março de 2012.

 Profa. Dra. Rosa Maria Feteiro Cavalari
 Coordenadora do CEP

DECISÃO CEUA Nº 023/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 1841	Data de Registro CEUA: 22.03.2012
Projeto de Pesquisa: "Níveis de estabilidade postural do ser humano durante tarefas de condução e manejo de um cão"	

Pesquisador Responsável: ELIANE MAUERBERG DE CASTRO.

Orientando(a): Bruna Carla Périco


Colaborador(a): --.--

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

A Comissão de Ética no Uso de Animal - CEUA do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 12ª reunião ordinária, realizada em 30.05.2012.

<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 (prazo máximo de 30 dias).
<input type="checkbox"/>	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 30 dias).
<input type="checkbox"/>	Não Aprovou.
<input type="checkbox"/>	Retirou , devido à permanência das pendências.

Rio Claro, 30 de maio de 2012.


 Prof. Dr. Mário Sérgio Palma
 Coordenador CEUA-IB