Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2016

A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos

PPGRDF
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FUNCIONAL
FMRP-USP

Jair Araújo Lopes da Silva
Dissertação

FACULDADE de MEDICINA de RIBEIRÃO PRETO
UNIVERSIDADE
SCIENTIA TERMINUM AMOVERE

JAIR ARAÚJO LOPES DA SILVA

A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção de título de Mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Renato Moraes

Ribeirão Preto

2016

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

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Silva, Jair Araújo Lopes da

A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos / Jair Araújo Lopes da Silva; orientador Renato Moraes. – São Paulo, 2016.
80 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, 2016.

1. Controle postural. 2. Idoso. 3. Sistema âncora. 4. Pontos de contato. I. Moraes, Renato. II. Título: A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos.

SILVA, Jair Araújo Lopes da

Título: A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos

Dissertação apresentada a Faculdade de medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção de título de Mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Aprovado em:

Banca examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura_____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura_____

Prof. Dr. _____ Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura_____

Dedicatória

Aos meus pais, **José Jair Lopes e Aidê Mesquita**, pelo amor e dedicação que me permitiram e apoiaram sempre, de forma incondicional. Os lanches pela madrugada, a organização na casa para manter o silêncio enquanto estudava, o esforço para me ajudar a encontrar os participantes, a boa vontade em buscar e levar participantes, as palavras empolgação e alegria a cada novo passo dado por mim. Sem vocês eu jamais teria chegado a esse objetivo. Sinto-me abençoado por ter pais como vocês, exemplos de amor, disciplina, dedicação e trabalho. Um dia vou conseguir retribuir tudo que fazem por nossa família, por mais que saiba que vocês não precisam disso.

Aos meus irmãos, **Aline e Amilton**, que estiveram comigo dispostos a auxiliar em qualquer necessidade até hoje, são ao mesmo tempo meu melhor passado e provavelmente melhor futuro. Ao **Paulo**, que ao se unir a família se tornou meu irmão também.

Aos meus avós, **Nelsina, Argemiro e Virgínia,** que não estão mais presentes em matéria, mas permanecem vivos dentro de nossas memórias. Ao meu avô, **Francisco**, que permanece forte mostrando para nós o que é sabedoria e lucidez.

A **Amanda Miranda,** que abriu mão de suas vontades nestes dois anos em favor do meu objetivo. Deixou festas, viagens, cinemas para me apoiar e suportar minha acidez mesmo nos momentos mais corrosivos. Seu carinho me faz continuar em busca de uma vida melhor para nós. Sem uma moeda no bolso você me escolheu e isso já seria o bastante para te dar o mundo.

Agradecimentos

Ao meu orientador, **Renato Moraes,** pela sabedoria, paciência, dedicação e confiança em mim. Me senti conduzido em todo o curso, seja pela clareza e simplicidade que o senhor demonstra ao ensinar seja pela fala tranquila mas objetiva ao sinalizar o caminho certo. Ser humano reconhecendo falhas e explorando qualidades foi o que vivi nestes dois anos orientado pelo senhor. Certamente os atributos que possui nos servirão em sala de aula e na vida pessoal. Nada melhor que um exemplo para nos envolver e repetir boas atitudes. Muito obrigado.

Aos professores, **Paulo Santiago,** pela disponibilidade para nos auxiliar e sugerir melhoras ao durante as aulas e pesquisa.

Ao professor **Adriano Pezolato,** que me mostrou que uma vida acadêmica pode me fazer um melhor clínico e vice-versa. Incentivou-me sempre a estudar e ser curioso diante dos embates da vida profissional.

Leandro Gonzalez e Luciana de Oliveira, obrigado pela ajuda na realização dos estudos pilotos e nas coletas de dados. Certamente vocês tornaram meu caminho mais suave dentro do laboratório.

Aos companheiros de laboratório, **Rosangela, Jean e Natália**, sempre dispostos a cooperar durante as atividades do dia a dia.

Ao nosso técnico do laboratório, **Eduardo Bergonzoni** pelos vários auxílios com a plataforma de força, nos testes de equilíbrio e pilotos. Obrigado Du.

Aos **idosos** participantes da pesquisa que abriram mão de suas manhãs ou tardes para me ajudar de forma voluntária.

Universidade São Paulo pelas portas fechadas nos momentos certos e pela chance no momento mais propício para amadurecimento. Tantas vezes próximo de estudar em uma das melhores universidades do país até que no momento mais importante da minha carreira realizo o sonho de ser aluno daqui. É muito bom estudar aqui.

Aos **amigos** que me acompanharam, torceram, alegraram-se e apoiaram durante esse tempo de mudanças na minha vida. Aos presentes que me buscaram mesmo quando estava ausente pelo excesso de tarefas e aos distantes fisicamente que me suportavam em orações e bons pensamentos. Vocês estavam comigo todo tempo.

Título: A contribuição do sistema âncora em diferentes pontos de contato corporal sobre o controle da postura em idosos

RESUMO

O aumento no número de idosos nos últimos anos trouxe impactos sociais e econômicos. O processo de envelhecimento e/ou patologias específicas trazem consigo perdas progressivas sensoriais, motoras e de processamento central que estão relacionadas com o aumento das quedas com o avanço da idade. Estas perdas predispõem o idoso a sofrer com limitações físicas de mobilidade, medo de cair ou mesmo sofrer com quedas. Este quadro evoca a necessidade de atenção especial à qualidade de vida dos idosos, com novas intervenções e programas de reabilitação física. Dentre essas novas abordagens para melhorar o funcionamento do controle postural, temos a adição de informação háptica que contribui para reduzir a oscilação corporal durante a manutenção da postura ereta. Uma das formas de adicionar informação háptica ao sistema de controle postural é pelo sistema âncora. Este é uma ferramenta não rígida que consiste de dois cabos maleáveis com 125g de massa repousando no solo e com a outra extremidade segura pelas mãos (âncora tradicional). Considerando que o toque leve em diferentes partes do corpo reduz a oscilação corporal, é possível, da mesma forma, que o uso do sistema âncora em diferentes partes do corpo seja efetivo. Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta Trinta idosos participaram do presente estudo. Eles permaneceram na postura ereta com os pés na posição semi tandem sobre uma plataforma de força para a obtenção do deslocamento do centro de pressão (CP). Cinco condições experimentais foram realizadas: sem âncora, âncora tradicional, âncoras nas mãos fixadas com presilhas, âncoras nos antebraços fixadas com presilhas e âncoras nos ombros fixadas com presilhas. Baseada nos dados fornecidos pelo deslocamento do CP foram calculadas as variáveis: área da elipse, amplitude média de oscilação e velocidade média de oscilação. Os resultados mostraram uma redução da área da elipse e da amplitude média de oscilação na direção anteroposterior nas condições com as âncoras posicionadas nas mãos (tradicional e presilha) e antebraços em comparação a condição sem âncora. Os resultados apontaram ainda uma redução da velocidade média de oscilação na direção anteroposterior na condição de âncoras nos antebraços em comparação a condição sem âncora. Na direção mediolateral, a velocidade média de oscilação reduziu nas condições de âncora fixada nas mãos e antebraços em comparação a condição sem âncora. O uso do sistema âncora na região dos ombros não trouxe redução da oscilação corporal. Em conclusão, o sistema âncora reduziu a oscilação corporal quando o sistema âncora foi posicionado nos antebraços da mesma forma que quando foi fixado/seguro nas mãos. A melhora observada com o uso das âncoras parece não estar relacionada com a quantidade de receptores táteis no ponto de contato dos cabos das âncoras.

Palavras-chave: Sistema âncora; idosos; controle postural; pontos de contato.

Title: The contribution of the anchor system on different body contact points in the postural control of older adults

ABSTRACT

The increase in the number of older adults in recent years has brought social and economic impacts. The process of aging and/or specific diseases carries progressive sensory, motor and central processing losses that are related to the increased rate of falls with increasing age. These losses predispose the elderly to suffer from physical mobility limitations, fear of falling or even falls. This scenario evokes the need for special attention to the quality of life for older adults, with new interventions and physical rehabilitation programs. Among these new approaches to improve the functioning of the postural control system, we have the addition of haptic information which helps to reduce body sway during maintenance of upright posture. One way to add haptic information to the postural control system is the anchor system. It consists of a non-rigid tool with two flexible cables with 125g mass resting on the ground and with the other end secured by the hands (traditional anchor). Since light touch in different body regions reduces body sway, it is possible, likewise, that the use of the anchor system in different parts of the body to be effective in reducing body sway. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effect of using the anchor system in different points of contact (forearm and shoulder) on body sway of older adults during maintenance of upright posture Thirty older adults participated in this study. They stood upright on a force plate to obtain center of pressure displacement (CoP) with their feet in the semi tandem position. Five experimental conditions were carried out: no anchor, traditional anchor, anchors on the hands secured with clasps, anchors on the forearms secured with clasps and anchors on shoulders secured with clasps. Based on data provided by the CP displacement, the following variables were calculated: ellipse area, mean sway amplitude and mean sway velocity. The results showed a reduction in the area of the ellipse and in the mean sway amplitude (anterior-posterior direction) for conditions with anchors hold on the hands and forearms compared to the no anchor condition. The results also indicated a reduction in the mean sway velocity (anterior-posterior direction) with the anchors on the forearms compared to the no anchor condition. For the medial-lateral direction, the mean sway velocity reduced with the anchor on the hands and forearms compared to the no anchor condition. The use of the anchor system in the shoulder region did not reduce body sway. In conclusion, the use of the anchor system reduced body sway when it was placed on the forearms in the same way as when placed/secured on the hands. The improvement observed with the use of anchors does not seem to be related to the amount of tactile receptors in the point of contact of the anchor cables.

Keywords: anchor system; older adults; postural control; contact points.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Média e desvio padrão (SD) de idade, estatura e massa corpórea dos participantes do estudo......41

Tabela 2. Média e desvio padrão para os escores das avaliações cognitiva, nível de atividade física, equilíbrio funcional dos idosos......42

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Sistema âncora tradicional (A). Ponteiras do tipo presilha usadas nas condições de âncora presilha, âncora antebraço e âncora ombro (B).....33

Figura 2. Plataforma de força utilizada no presente estudo (A) e sala utilizada para a coleta de dados e o alvo visual afixado no fundo (B).....34

Figura 3. Uso do sistema âncora na condição tradicional.....35

Figura 4. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha na mão.....36

Figura 5. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha no antebraço.....37

Figura 6. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha no ombro.....38

Figura 7. Valores médios e erro padrão da distância percorrida pelo centro de pressão para todas as condições experimentais.).....43

Figura 8. Valores médios e erro padrão da área da elipse ajustada ao deslocamento do centro de pressão para todas as condições experimentais.....44

Figura 9. Valores médios e erro padrão da amplitude média de oscilação na direção AP para todas as condições experimentais.....45

Figura 10. Valores médios e desvio padrão da velocidade média de oscilação na direção AP para todas as condições experimentais.....46

Figura 11. Valores médios e desvio padrão da velocidade média de oscilação na direção ML para todas as condições experimentais.....47

SUMÁRIO

1	**Introdução**	**1**
2	**Revisão de literatura**	**4**
2.1	Controle postural	4
2.2	Controle postural e sistemas sensoriais	9
2.3	Percepção háptica	15
2.4	Toque leve	17
2.5	Sistema âncora	24
3	**Justificativa**	**28**
4	**Objetivo**	**29**
5	**Hipótese**	**30**
6	**Método**	**31**
6.1	Participantes	31
6.2	Procedimentos	31
6.3	Análise dos dados	39
6.4	Análise estatística	40
5	**Resultados**	**41**
7.1	Caracterização da amostra	41
7.2	Distância percorrida pelo centro de pressão	43
7.3	Área da elipse	44
7.4	Amplitude média de oscilação	45

7.5 Velocidade média de oscilação 46

8 Discussão 48

8.1 O sistema âncora reduz a oscilação corporal 49

8.2 O sistema âncora não reduz a oscilação corporal quando fixado no ombro 51

8.3 O sistema âncora reduz a oscilação corporal quando fixado no antebraço 54

9 Conclusão 56

10 Referências bibliográficas 57

11 Apêndice A – Termo de consentimento livre esclarecido 66

12 Apendice B - Questionário 69

13 Anexos 72

1. INTRODUÇÃO

O aumento na população idosa nos últimos anos trouxe alterações na sociedade, com impactos socioeconômicos. Estes idosos apresentam fatores limitantes ou incapacitantes como medo de cair ou quedas propriamente ditas. Aproximadamente 30% das pessoas de 65 anos ou mais caíram pelo menos uma vez no período de um ano e 15% caíram duas vezes ou mais por ano (TROMP et al., 1998). No Brasil, estes valores são similares (PERRACINI; RAMOS, 2002). Nos Estados Unidos da América, entre 2001 e 2008, o número de idosos hospitalizados decorrentes de queda aumentou em 50% (HARTHOLT et al., 2011). O processo de envelhecimento e/ou patologias específicas trazem consigo perdas progressivas sensoriais, motoras e de processamento central que estão relacionadas com esse aumento das quedas com o avanço da idade (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009). Essas alterações têm impacto importante, afetando diretamente o controle do equilíbrio, tornando os idosos instáveis. Quedas trazem diversas consequências graves como fratura de quadril e morte (STEVENS; RUDD, 2014). No entanto, podemos preveni-las (PHELAN et al, 2015). A combinação de fatores intrínsecos (contidos no indivíduo) e extrínsecos (externos ao indivíduo, como o ambiente, por exemplo) conduzem o idoso a queda. Embora multifatoriais, as quedas têm como fator importante a alteração no controle postural (FULLER, 2000).

Os sistemas sensoriais visual, vestibular e somatossensorial fornecem informação sobre a posição do corpo no espaço, assim como entre os segmentos corporais para um bom funcionamento do sistema de controle postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Além dessas informações tipicamente disponíveis ao sistema de controle, é possível adicionar informação sensorial por meio do toque leve, do sistema âncora, de bandagens, entre outros. Dentre essas fontes adicionais de informação sensorial, o presente estudo focará no sistema âncora, dada a sua grande flexibilidade de uso (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014).

Mauerberg-deCastro (2004) propôs a utilização de uma ferramenta não biológica de propriedade flexível que ela denominou de sistema âncora. Esse sistema é composto por dois cabos maleáveis, seguros pelas mãos do indivíduo, com leves cargas fixadas nas extremidades, que repousam no chão. A instrução dada aos participantes foi de manter o cabo esticado e as cargas em contato com o solo. Nesse estudo inicial, a tarefa realizada pelos participantes foi permanecer em apoio unipodal com olhos vedados. Os dados mostraram redução da oscilação corporal com o uso do sistema âncora, demonstrando que essa

ferramenta tinha potencial para uso em programas de treinamento e reabilitação. Nesse sentido, estudos com deficientes intelectuais e idosos mostraram que esses indivíduos também se beneficiam do uso do sistema âncora, reduzindo a oscilação corporal (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBER-DECASTRO et al., 2010; MAUERBER-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; FREITAS et al., 2013; COSTA et al., 2015).

O sistema âncora fornece informação háptica adicional sobre a posição do corpo em relação a superfície de suporte. A percepção háptica comumente vista como um sistema mediado pela junção dos sistemas cutâneo e cinestésico pode ser definido como o uso dos sentidos para tocar e reconhecer objetos (LEDERMAN; KLAZKY, 2009). O sistema háptico decorre da exploração ativa de esforços coordenativos táteis-cinestésicos durante atos exploratórios utilizados na manipulação de objetos com objetivo de detecção de tamanho, forma e textura (BURTON, 1993). Esta exploração pode se dar por meio de objetos que se tornam extensões não-biológicas do indivíduo, como ocorre no caso da bengala. Um exemplo desta forma de exploração ocorre em indivíduos com deficiência visual. A bengala auxilia a orientação postural e espacial do indivíduo em relação ao ambiente, provendo informações a partir do contato de tecidos não inervados. Esta exploração adiciona detalhes de grande importância para o indivíduo na ação de caminhar e manter-se de pé. A exploração do ambiente a partir do sistema háptico pode utilizar ferramentas fixas ou móveis com sucesso, ainda que se utilize do suporte mecânico. O sistema háptico é capaz de utilizar ferramentas anexas ao corpo com o objetivo de expandir sua capacidade de captura de informações do ambiente com objetivo de manter o corpo estável. Observada a capacidade de suplementar o controle postural segundo pistas provindas do sistema háptico, é importante possibilitar aos idosos além da sobrevida, uma vida com qualidade (VECCHIA et al. 2005). Nesse sentido, desenvolver ferramentas para utilização clínica pode auxiliar na melhora do padrão de vida da crescente população de idosos.

As vantagens do sistema âncora aparecem não só durante seu uso (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBER-DECASTRO et al., 2010; MAUERBER-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012), mas também e mais importante após seu uso (FREITAS et al., 2013), caracterizando uma ferramenta com potencial de aplicação clínica e de treinamento. Apesar dessas vantagens do sistema âncora, a necessidade de segurar as âncoras com as mãos limita seu uso a tarefas que não necessitam das mesmas. Estudos com o uso do toque leve da ponta de um dos dedos sobre uma superfície rígida reduz a oscilação corporal em adultos jovens e idosos (JEKA; LACKNER, 1994; BACCINI et al., 2007). Além

disso, o toque leve em diferentes partes do corpo também contribui para reduzir a oscilação corporal, sugerindo que a informação háptica adicional fornecida por diferentes partes do corpo parece ser suficiente para reduzir a oscilação corporal (NORRSELL et al., 2001; KRISHNAMOORTHY et al., 2002). Nesse sentido, torna-se interessante e importante avaliar se o uso do sistema âncora fixado em diferentes partes do corpo reduz a oscilação corporal da mesma forma que quando seguro pelas mãos.

Sendo assim, se faz necessária a investigação da possível relação do uso de uma ferramenta não rígida em diferentes segmentos corporais que não as mãos, como fora realizado até o presente momento. Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta. Esta mudança na posição de fixação das âncoras pode tornar o uso desta ferramenta aplicável clinicamente, pois, se o mesmo benefício for observado para os diferentes pontos de contato, as mãos ficariam livres para a realização de algumas atividades funcionais concomitantemente ao uso do sistema âncora.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Controle postural

A habilidade humana de lidar com o ambiente no qual vive é fundamental para a realização das funções diárias. Levantar, caminhar e realizar as atividades de vida diária de maneira segura depende de uma complexa interação entre os mecanismos fisiológicos (HORAK, 2006). Para estabelecimento e manutenção da orientação postural adequada são utilizadas referências sensoriais visuais, vestibulares e somatossensoriais (HORAK; MACPHERSON, 1996). Os sistemas neural e musculoesquelético integrados coordenam a realização da tarefa proposta. Os componentes musculoesqueléticos incluem amplitude de movimento articular, flexibilidade espinal, propriedades do músculo e relações biomecânicas entre os segmentos corporais ligados. Os componentes neurais incluem processos motores (i.e., organização do corpo em sinergias neuromusculares), processos sensoriais (i.e., organização e integração dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial) e processos de níveis superiores essenciais para o mapeamento da sensação à ação e a garantia dos aspectos antecipatórios e adaptativos (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Realizado a partir dessa complexa interação, o controle postural é fundamental para a realização das mais diversas tarefas, desde as mais simples até as mais desafiadoras. A interação entre o nível da tarefa, o ambiente e a capacidade do indivíduo permite o sucesso na realização da tarefa. Definida como alinhamento do corpo, bem como a orientação do corpo no ambiente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003), a postura é um dos fatores que podem ser manipulados para que se obtenha sucesso na tarefa. De forma frequente o termo postura é utilizado para descrever o alinhamento biomecânico do corpo e a orientação dele com o ambiente. A estabilidade postural, necessária para a realização das tarefas, é a habilidade de manter o centro de massa dentro da base de suporte, em suas projeções verticais

(SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). O controle do movimento para controlar o movimento do centro de massa é realizado por geração de forças pelo sistema nervoso. O centro de pressão é o ponto de aplicação da somatória de forças aplicada à superfície de apoio. Ele se move continuamente em torno do centro de massa para manter o centro de massa dentro da base de suporte (WINTER, 1991).

A manutenção da estabilidade postural durante o ortostatismo depende da relação e compreensão do comportamento entre base de suporte, centro de massa e centro de pressão. O modelo estático foi compreendido inicialmente como forma de manter a estabilidade, observando o deslocamento do centro de massa como parâmetro. Estudos continuaram a mensurar as variáveis necessárias para compreensão do ortostatismo e a utilização do modelo dinâmico observando então velocidade e posição do centro de massa se mostrou mais eficaz na predição da necessidade de passo em uma superfície instável (PAI et al., 2000). Pai et al. (2000) avaliaram adultos jovens saudáveis sobre em uma plataforma móvel, orientados a não realizarem passos. A observação das variáveis deslocamento e velocidade do centro de massa demonstrou que a interação entre elas determina se um indivíduo será capaz de manter a estabilidade dentro da base de suporte atual ou será necessário realizar um passo (71% de predição com modelo dinâmico e 11% com modelo estático). Este novo dado nos permite observar que a realização da tarefa depende de múltiplos fatores da própria tarefa como base de suporte, amplitude de movimento do indivíduo e o ambiente.

O controle do movimento durante o ortostatismo semi-estático se dá por mecanismos específicos, reconhecidos como estratégias de controle postural. O ortostatismo é caracterizado por pequenas quantidades de balanços posturais espontâneos. Estes ocorrem em busca do alinhamento corporal para minimizar os efeitos da gravidade, assim como por meio dos efeitos do tônus muscular, evitando que o corpo caia novamente segundo os efeitos da

gravidade (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A utilização dos sistemas sensoriais integrados organiza o corpo no ambiente.

Quando há necessidade de manter o sistema (corpo) alinhado em situações de perturbação são utilizadas estratégias segundo o nível da perturbação. As estratégias de controle postural do movimento durante o ortostatismo perturbado no plano sagital, sentindo anteroposterior são apresentadas segundo três tipos de reações: estratégia do tornozelo, estratégia do quadril e estratégia do passo (ou da base de suporte mutável). Quando o corpo sofre pequenas perturbações em superfície firme, se move como um pêndulo invertido, com movimento primordial dos tornozelos e baixa amplitude de movimento de joelhos e quadris. Esta estratégia permite ao corpo retomar a posição inicial de estabilidade, restaurando o centro de massa a uma posição de estabilidade por meio do movimento corporal centrado, por meio de movimento nas articulações dos tornozelos (HORAK; NASHNER, 1986). Quando esse a perturbação ocorre de forma mais rápida, o movimento reativo primordialmente ocorre no quadril resultante de uma rotação do tronco (GATEV, 1994). Essa estratégia restaura o centro de massa produzindo um movimento largo e rápido na articulação essencialmente do quadril (bilateral) com rotações anti-fásica do tornozelo. Esta estratégia é utilizada para recuperar a estabilidade postural em superfície de apoio flexível ou pequena; ou ainda durante perturbações rápidas e maiores; denominada estratégia do quadril (HORAK; NASHNER, 1986). Quando estas duas estratégias citadas anteriormente são insuficientes ou quando manter o pé posicionado no solo não é importante, utiliza-se a estratégia do passo. Nesta estratégia a resposta à perturbação do equilíbrio acontece com um passo, aumentando a base de suporte e reposicionando o centro de massa dentro dos limites da base de suporte para a posição de estabilidade corporal. Perturbações que ocorrem no plano frontal, no sentido mediolateral, conduzem a estratégias diferentes das apresentadas no plano sagital. Poucos movimentos mediolaterais são possíveis nas articulações do joelho e tornozelo,

(SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A esta perturbação é atribuída maior participação da articulação do quadril e tronco no controle da estabilidade mediolateral, com organização proximal para distal e alternância de descarga de peso entre os membros inferiores no sentido látero-lateral (WINTER, 1995).

Estratégias antecipatórias ao movimento do corpo também auxiliam a estabilização corporal (HORAK, 2006). Idosos com fatores de risco de queda tendem a utilizar estratégia do passo e quadril durante perturbações mediolaterais, mais do que indivíduos sem fator de risco de queda. Este achado nos conduz a observar que a antecipação utilizando uma estratégia de maior magnitude do que a comumente observada em outras populações é realizada pelo indivíduo com maior instabilidade com objetivo de evitar quedas. Esta alteração da estratégia utilizada também ocorre quando é observado déficit em planos diferentes do que o perturbado. Dificuldades em idosos saudáveis e ativos para controlar a reação lateral foi observada quando estes apresentavam previamente déficit no controle do passo no plano sagital. Clinicamente, este fator deve ser abordado como forma precoce de prevenção e risco de queda (MAKI; EDMONDSTONE; MCILROY, 2000).

Os dois principais objetivos do controle postural são a orientação postural e a estabilidade postural ou equilíbrio (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A orientação postural envolve a atividade de controle do alinhamento corporal e regula os segmentos (uns em relação aos outros) segundo a gravidade, superfície de contato, ambiente visual e referências internas. A orientação espacial no controle postural é baseada na interpretação da informação sensorial convergente dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual. O equilíbrio envolve a coordenação de estratégias sensório-motoras para estabilizar o centro de massa corporal durante perturbações do próprio sistema, assim como perturbações externas (HORAK, 2006). Este controle é necessário, pois as forças produzidas pelo próprio

corpo e pelo ambiente alteraram o alinhamento e afastam a posição de maior estabilidade desejada durante a postura estática ou dinâmica.

Dada à complexidade dos sistemas que controlam o controle postural, alguns determinantes influenciam fortemente a estabilidade e orientação postural. Os limites biomecânicos, as estratégias sensoriais, a orientação espacial, o controle dinâmico, as estratégias de movimento e o aprendizado cognitivo são fatores a serem considerados durante o estudo do controle postural.

A geração de atividade muscular apropriada para a busca e manutenção do equilíbrio corporal e de uma orientação postural desejada associada à rigidez associada pelos componentes passivos articulares auxiliam a manutenção da postura ereta. O sistema musculoesquelético produz rigidez fisiológica possibilitando a partir dos graus de liberdade, força e flexibilidade a manutenção do corpo dentro dos limites de estabilidade. Os graus de liberdade articular e a qualidade do tecido conectivo afetam diretamente a produção de força segundo a teoria "comprimento-tensão" (GORDON et al, 1966). No entanto, Gu e colaboradores (1996) encontraram uma produção maior de torque no tornozelo em idosos saudáveis em relação a jovens saudáveis durante duas atividades impostas com distúrbios (em uma trave estacionária ou acelerada anteriormente). A alteração observada no controle postural observada não está relacionada à produção de torque, pois esta produção não se aproxima ao máximo que pode ser produzido pelos idosos. O sistema motor seria um dos responsáveis por alterações no equilíbrio em idosos, nos quais a fragilidade se apresenta de forma mais pronunciada. Sendo capaz de gerar força para a manutenção da postura, o sistema motor é capaz de contribuir para o controle do deslocamento do centro de massa (CM) auxiliando assim, a manutenção do corpo na postura desejada durante o deslocamento ou na manutenção da postura semi-estática. As informações que determinam a amplitude articular, a força a ser produzida e detectam a superfície de suporte são oriundas dos sistemas sensoriais.

2.2 Controle postural e os sistemas sensoriais

Alterações nos sistemas sensoriais contribuem para a ocorrência de quedas (PERACINI; RAMOS, 2002). Perdas sensoriais podem ocorrer no campo visual, na audição, no paladar, no olfato e também no toque (WARTHON, 2006). Ainda que com funções e processamento diferentes, os sistemas sensoriais interagem continuamente para orientar e posicionar os segmentos corporais e esses em relação ao ambiente. Os estímulos são encaminhados para o processamento central que encaminha a resposta eferente para a tarefa de manter o corpo estável (de forma estática ou dinâmica).

Jeka e Lackner (1994) realizaram um estudo manipulando a informação somatossensorial utilizando a estratégia do toque leve (< 0.98N) como uma das formas experimentais. Um aparato foi desenvolvido de forma que o participante pudesse posicionar seu indicador direito de forma confortável em uma superfície rígida e estacionária. Neste estudo foram utilizadas ainda as condições sem toque e com toque tão forte quanto desejado assim como a manipulação da informação visual (com e sem visão). Durante ambas as situações de toque houve redução da oscilação corporal, demonstrada segundo a amplitude do deslocamento do centro de pressão, sendo que o toque se mostrou mais eficiente que a visão na redução da oscilação corporal (amplitude do deslocamento do centro de pressão menor na condição sem visão/com toque do que na condição com visão/sem toque). No toque tão forte quanto desejado a oscilação corporal foi reduzida por conta do suporte mecânico fornecido. No entanto, no toque suave a força aplicada não fora suficiente para fornecer este suporte, indicando o sucesso da estratégia.

O estudo da contribuição da informação somatossensorial para o controle postural se intensificou nos últimos anos. Portadores de perda sensorial cutânea obtiveram redução da oscilação corporal durante condições desafiadoras ao equilíbrio postural. Dickstein, Shupert e Horak (2001) estudaram portadores de Diabetes Mellitus com profundas perdas sensoriais

cutâneas provenientes de neuropatias periféricas. Estas perdas (somatossensoriais, provindas de pele, músculos e articulações) estão relacionadas a diversas anormalidades posturais. Oito adultos diabéticos (média de 21 anos com a doença) com perdas sensórias profundas nos membros inferiores foram recrutados para o estudo. Todos eram independentes nas tarefas diárias, sem alterações funcionais na visão, alterações motoras e não utilizavam dispositivos auxiliares. Seis participantes do grupo Diabetes Mellitus tinham a sensibilidade proprioceptiva e vibratória preservadas na ponta dos dedos, assim como os oito adultos saudáveis agrupados no grupo controle. Dois participantes do grupo Diabetes Mellitus apresentaram redução da sensação somatossensorial cutânea nos pés. As tentativas foram manipuladas segundo o toque (leve, forte e sem), condição visual (com e sem) e superfície (firme e espuma). As condições de toque (forte e leve) atenuaram de maneira notável a oscilação postural nos portadores de neuropatias periféricas e no grupo controle em todas as condições sensoriais. Os efeitos do toque leve foram comparáveis ao da visão presente na redução da oscilação do centro de pressão em ambos os grupos. A velocidade de oscilação do tronco foi reduzida com maior sucesso que a oscilação do centro de pressão nas condições de toque. Os efeitos do toque foram mais aparentes em situações mais desafiadoras como ausência de visão e superfície de espuma, com maior efetividade nos portadores de neuropatia do que no grupo controle. Isto pode ser explicado pelo fato de os diabéticos neuropáticos precisarem substituir a pobre informação sensorial dos pés pela informação oriunda do toque leve.

A interação entre os sistemas vestibular, somatossensorial e visual nos torna capaz de utilizar as informações sensoriais de forma combinada e, ainda, optar por uma forma dominante segundo o contexto da tarefa. Baseado em observações de atividades diárias como o ato de dirigir, Lee e Aronson (1974) realizaram experimentos para verificar a relação entre a informação visual e ato de ficar de pé. Utilizando a informação provinda de uma sala móvel,

esses autores constataram que a mudança da posição da sala móvel desencadeia oscilação corporal para adequar o quadro de referência em crianças na posição de pé. Segundo Bonfim, Polastri e Barela (2006), dependendo da tarefa uma informação sensorial pode tornar-se mais preponderante do que outras; porém, em outra situação esta preponderância pode ser alterada ou até mesmo invertida. No estudo destes autores, oito adultos jovens foram instruídos a permanecer de pé em uma sala móvel, diante de uma barra de toque. As seis condições experimentais associavam: com e sem visão, com e sem toque na barra, com e sem movimento da sala móvel. O toque leve foi capaz de reduzir a oscilação corporal em todas as situações visuais e diminuiu a influência do estímulo visual durante a movimentação da sala. Assim, a informação visual oriunda da sala móvel foi menos perturbadora com a adição do toque leve, demonstrando a sobreposição da informação somatossensorial em relação à informação visual. A teoria da "repesagem sensorial" foi estudada anteriormente de forma consistente em demais estudos (OIE; KIEMEL; JEKA, 2002; MAHBOOBIN et al., 2005).

Portadores de perda vestibular se beneficiaram do uso do toque leve com redução da oscilação do centro de pressão (LACKNER et al., 1999). Estes indivíduos apresentam grande incapacidade na postura quase estática e no deslocamento corporal, principalmente em superfícies instáveis e na ausência parcial ou total de luz. Cinco indivíduos com perda severa bilateral e cinco adultos saudáveis realizaram as tarefas propostas na postura semi-tandem em uma plataforma de força; as tarefas envolviam manipulação da informação visual (com e sem) e toque (sem, leve e forte). O objetivo principal do estudo foi determinar se sujeitos com perda da informação vestibular estariam aptos a utilizar o toque leve para controlar sua orientação corporal no escuro. O centro de pressão e a movimentação da cabeça foram os parâmetros avaliados. Sem o contato dos dedos na condição sem visão, nenhum dos portadores de perda vestibular foi capaz de manter mais do que 5 s na postura de pé. Todos os participantes do grupo controle foram capazes de se manter em pé. Os portadores de perda

vestibular foram significantemente mais estáveis na condição sem visão com toque leve do que os indivíduos do grupo controle na mesma condição. Isto foi demostrando redução pela metade da variação da amplitude média de oscilação dos indivíduos com perda vestibular em comparação aos sujeitos do grupo controle. Isso denota que o toque leve é mais efetivo para indivíduos com perda vestibular que pistas vestibulares para indivíduos saudáveis. O toque leve também foi efetivo para os sujeitos do grupo controle. A variação da amplitude média de oscilação da cabeça e do centro de pressão foi menor em indivíduos saudáveis com o toque leve/com visão do que com toque/sem visão. A condição com toque/sem visão apresentou menor oscilação que a condição com visão/sem toque. Estes dados demostram que assim como os indivíduos com perdas vestibulares, os sujeitos do grupo controle obtiveram mais benefícios do toque leve do que da visão durante a postura ereta quase estática.

A interação entre os sistemas sensoriais foi demonstrada em outro estudo com indivíduos que sofrem de perda vestibular bilateral profunda (PETERKA, 2002). Para adaptação segundo as condições ambientais, indivíduos saudáveis conseguem alterar a importância da informação vestibular e visual ao serem submetidos a condições de instabilidade. Essa “repesagem do canal sensorial” ocorre de forma diferente em indivíduos com perda vestibular. Nestes indivíduos, a incapacidade de aumentar a informação provinda do sistema sensorial faz que este permaneça linear em situações instáveis. Estes indivíduos aumentam a rigidez corporal, possivelmente para compensar a perda vestibular. A orientação postural no espaço também está alterada em indivíduos com vestibulopatias. A habilidade de manter os segmentos alinhados em relação à gravidade, a superfície de suporte, ambiente visual e referências internas é componente fundamental para a manutenção da postura. Indivíduos saudáveis são capazes de perceber alterações verticais de 0,5º sem uso do sistema visual (KARNATH; FERBER; DICHGANS, 2000). A representação vertical pobre pode

conduzir o indivíduo a uma posição de alinhamento intersegmentar inadequado em relação à gravidade resultando em instabilidade e quedas.

Dentre as capacidades utilizadas para a manutenção do controle postural está a associação entre o processamento cognitivo espacial e a regulação espacial. (KERR et al., 1985). Rankin et al. (2000) realizaram um estudo propondo a dupla tarefa a jovens e idosos saudáveis. A tarefa constituía na realização de contas de subtração associada a uma tarefa de distúrbio externo do equilíbrio. Em ambos os grupos, o atraso na ativação muscular não foi referido durante a dupla tarefa. Quando analisado o sinal eletromiográfico, idosos apresentam uma redução significativa na amplitude de ativação muscular em relação ao encontrado em jovens. Estes valores nos permitem concluir que realização da dupla tarefa afeta a atividade muscular. Do mesmo modo, uma menor capacidade de processamento cognitivo fica disponível para a realização do controle postural durante a dupla tarefa de maneira mais proeminente em idosos. Desta forma, pode-se afirmar que a função cognitiva afeta o controle postural. Indivíduos com alterações no sistema neurológico podem utilizar mais a cognição para manutenção do controle postural.

Observa-se assim que a captação e integração realizada pelos sistemas sensoriais e a função cognitiva contribuem para a posição do corpo no espaço. Estímulos sensoriais periféricos auxiliam na detecção da posição e movimento do corpo em relação à gravidade, tarefa e ambiente. O sistema somatossensorial fornece informações sobre a posição corporal, alinhamento intersegmentar e a relação do corpo em relação às superfícies de apoio. Quando em pé sobre uma superfície firme e plana, os receptores somatossensoriais fornecem informações sobre a posição e o movimento do corpo em relação à superfície horizontal (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). No entanto, quando a superfície de apoio é modificada, é observada a necessidade de novas informações dos sistemas sensoriais para a manutenção da estabilidade postural. Este sistema adapta-se a novas demandas de tarefas

exploratórias e adiciona informações do ambiente para superar o momento de instabilidade postural. O sistema háptico é um dos responsáveis pela exploração do ambiente, adicionando ao controle postural possibilidades para manutenção da estabilidade. O controle postural capta as informações oriundas do sistema háptico, de ações exploratórias ativas e voluntárias no ambiente, como no toque dinâmico (GIBSON, 1966).

2.3 Percepção háptica

Segundo Gibson (1966), o verbo “sentir” apresenta ao menos dois significados diferentes. Primeiro é de “detectar algo”, e o segundo é “ter a sensação”. Quando relacionada ao primeiro significado, o sistema perceptual pode ser utilizado como sinônimo. Diferente de outros sistemas de percepção, a percepção háptica envolve a maior parte do corpo e essa grande superfície se torna essencial para a espécie humana. A percepção háptica compreende sentir o mundo ao seu redor ao usar seu corpo e extremidades como órgãos sensoriais exploratórios e motores (GIBSON, 1966). Este sistema foi subdividido por Gibson (1966) em três subsistemas: toque cutâneo (estimulação da pele e tecidos profundos sem movimento), toque háptico (estimulação da pele e tecidos profundos com movimento articular) e toque dinâmico (estimulação da pele e tecidos profundos em associação ao esforço muscular).

As informações adquiridas a partir do corpo e extremidades durante a busca dinâmica realizada pelo sistema háptico são utilizados na manutenção da posição do corpo no espaço. A percepção háptica é um sistema de percepção-ação que detecta informação com a combinação dinâmica de informações que emergem de mecanoceptores da pele, de músculos, tendões e articulações (LEDERMAN; KLAZKY, 2009). O sistema háptico contribui na percepção de formas, texturas de objetos e superfícies durante o toque dinâmico (TURVEY et al., 1998). Os mecanoceptores principais responsáveis pela detecção cutânea são os corpúsculos de Meisner (toque leve, vibração de baixa frequência: 2-8 Hz), discos de Merkel (pressão e textura), corpúsculos de Pacini (pressão e vibração de alta frequência: 30 a 800 Hz) e receptores de Ruffini (deformação da pele) (LENT, 2010). Bourane et al. (2015) identificaram uma população de interneurônios excitatórios no corno dorsal que são importantes para a transmissão do toque leve. Estes interneurônios denominados ROR alpha foram extraídos seletivamente na coluna dorsal, conduzindo ratos a marcante redução às

respostas ao toque leve, sem afetar as respostas comportamentais de estímulos (nocivo e prurido).

2.4 Toque leve

O toque dinâmico é capaz de reduzir a oscilação corporal como o suporte realizado pelo toque leve (< 1 N). Como já citado anteriormente, o toque leve foi capaz de reduzir a oscilação corporal em indivíduos saudáveis. (JEKA; LACKNER, 1994). O toque leve em superfície estacionária também foi capaz atenuar o balanço mesmo em ausência da visão (HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994). A pista fornecida pelo sistema háptico através do toque leve também trouxe redução da oscilação corporal a idosos e jovens (BACCINI et al., 2007). Baccini et al. (2007) avaliaram 20 jovens e 20 idosos que permaneceram na postura semi-tandem em superfície firme sobre uma plataforma de força. As condições envolviam manipulação da visão (com e sem) e força de contato na superfície de contato (sem, toque leve e toque tão forte quanto desejável). As variáveis demonstraram diferença entre condição de visão, condição de toque e idade. Idosos se beneficiaram mais dos contatos, com maior redução da oscilação corporal em relação aos jovens. As condições de toque leve foram mais efetivas em relação às condições sem toque, embora menos efetivas que as condições com toque forte. Em ambos os grupos (idosos e jovens), as condições de estabilidade postural no toque leve/olhos fechados e sem toque/olhos abertos foram comparáveis, indicando que as pistas sensitivas dos membros superiores podem compensar perdas na informação visual.

Também foi verificada a maior eficácia do toque leve nos idosos em relação aos jovens, possivelmente decorrente da adição de informação háptica associada à presença de déficit sensorial subclínico dos idosos do estudo. Em 2001, Riley e colaboradores relataram que a tarefa (toque suave) aumentaria a restrição do sistema (corporal); a tarefa realizada de maneira refinada seria a responsável pela redução da oscilação corporal. Estes relatam ainda que somente após algumas instruções o toque foi realmente efetivo na redução da oscilação corporal, sugerindo assim que o toque ativo é o fator relevante na tarefa e não o ponto de referência externa como fora dito até então. No entanto, outro grupo de pesquisadores

(KRISHNAMOORTHY; SLIJPER; LATASH, 2002) demonstraram que a tarefa de estabilizar o dedo no espaço não foi suficiente para reduzir a oscilação corporal. Esses autores manipularam as regiões de contato corporal (cabeça, pescoço, dedo e sem contato), local de posicionamento da superfície para contato (anterior ou lateral), força e natureza de contato (toque leve ou fixação com clipe do dedo) e a informação visual (com ou sem). Os toques foram realizados com o dedo indicador da mão esquerda, sendo todos indivíduos do estudo destros. A condição com os olhos fechados aumentou a oscilação do centro de pressão, refletindo então um momento instável em relação aos olhos abertos. Quanto à localização da região corporal do toque, o toque na cabeça e no pescoço foi mais efetivo do que o toque da ponta do dedo, reduzindo o deslocamento do centro de pressão mais do que no toque lateral ao corpo, e com efeitos similares ou mais fortes que o toque frontal do corpo. Estes achados são explicados pelos autores como efeitos da maior distância entre o eixo do movimento (tornozelo) e o toque na extremidade distal (cabeça) segundo o modelo do pêndulo invertido, assim como sugerem que um contato externo mais próximo ao tronco provê uma referência mais acurada. O toque do dedo reduziu a oscilação corporal com ou sem o clipe para fixação do dedo, com maior efetividade com o uso do clipe. Este estudo demostra que os efeitos do toque suave na oscilação corporal apresentam grande versatilidade na estabilização corporal, utilizando diferentes fontes de informação. Eles sugerem que o contato com uma superfície estacionária fornece uma referência externa que é utilizada pelo sistema de controle postural para estabilizar a postura ortostática.

Rogers e colaboradores (2001) encontraram resultados satisfatórios com a redução da oscilação corporal aplicada de forma passiva em ombros e joelhos (redução média de 24%). Os participantes do estudo foram jovens saudáveis, portadores de diabetes (níveis variados de neuropatia periférica) e idosos (70 a 80 anos). Os contatos na região do joelho e ombros foram realizados de forma passiva, através do contato com uma haste recoberta com tecido

fixada a uma superfície rígida, ajustada para oferecer 0,25N de força de contato. Os participantes. As condições do estudo a superfície (rígido ou espuma), o local de aplicação do estímulo (ombro, joelho ou ambos) e as condições visuais (olhos abertos ou fechados). Os efeitos foram mais expressivos na região do ombro do que na região do joelho, quando os indivíduos estavam com os olhos fechados, sobre a espuma(superfície instável), ou ainda em indivíduos portadores de maior oscilação durante a condição controle. Demonstraram assim que a disponibilidade do estímulo sensorial passivo é capaz alterar o controle postural, modulando as reações de estabilização postural.

A utilização do sistema sensorial na redução da oscilação corporal foi observada por Norrsell, Backlund e Gothner (2001), com a utilização de um suporte mantido em contato com o antebraço de 6 indivíduos jovens saudáveis. Estes foram orientados a permanecer na postura tandem, nas condições de olhos abertos e fechados. A redução na oscilação corporal com os olhos fechados ocorreu quando os indivíduos foram orientados a tocar com o antebraço em uma superfície fixa, sem suporte mecânico. Movimentos do antebraço em relação ao suporte podem auxiliar na aquisição de informação espacial, assim como alterações na tensão da pele do antebraço.

Uma recente revisão sistemática (BALDAN et al., 2014) reconheceu o efeito do toque leve em indivíduos saudáveis, assim como em indivíduos com déficits do sistema nervoso central, do canal de comunicação sensorial (como diabéticos), na fadiga muscular, nos idosos, nos indivíduos com perda vestibular, entre outros. Embora estes indivíduos apresentem maior oscilação postural que outros, também são capazes de adicionar informação sensorial a partir do toque leve para melhorar o controle postural, em algumas vezes de maneira mais eficiente do que a população saudável. O sistema sensorial é complexo e capaz de incorporar informações de diversas fontes, modulando a importância daquela informação para determinada tarefa, para realização desta de maneira eficaz. O toque leve foi considerado

efetivo na melhora do controle postural em pessoas portadoras de esclerose múltipla (KANEKAR; LEE; ARUIN, 2013). Reconhecida como uma doença que compromete a habilidade de integrar sinais sensoriais em cerca de 75% de seus portadores, a esclerose múltipla apresenta alteração do controle do equilíbrio como sintoma comum. Como objetivo, levantou se a possibilidade de o toque leve apresentar informação adicional sensorial fidedigna para melhorar o controle do equilíbrio destes. Onze adultos sem problemas visuais, ortopédicos e capazes de permanecer de pé sem auxílio participaram do estudo, no qual foram manipuladas as informações visuais, o toque e a base de suporte sobre uma plataforma de força. Em geral, a variação foi o dobro nas condições sem a visão do que as condições com visão completa. Também de maneira geral, a base de suporte afetou a oscilação corporal tornando-a maior em condições de base de suporte reduzida. O toque suave apresentou um efeito principal de redução em todas as variáveis (excursão, trajetória, deslocamento e velocidade do centro de pressão) nos sentidos anteroposterior e mediolateral. Este estudo demonstrou que indivíduos com esclerose múltipla tem a habilidade preservada e são beneficiados com redução da oscilação corporal pelo toque leve (KANEKAR; LEE; ARUIN, 2013). Vuillerme e Nougier (2003) realizaram um estudo para investigar o efeito do toque leve na estabilidade postural após fadiga muscular na musculatura do tríceps sural. O toque leve foi capaz de reduzir a oscilação corporal nas condições de fadiga e sem fadiga. De forma interessante, o efeito do toque leve foi acentuado na condição de fadiga. Com o toque leve, os participantes puderam reduzir a oscilação corporal induzida pela fadiga. Estes dados sugerem que a alteração da importância da informação háptica no processo adaptativo de novas situações de controle postural pode ter implicações na área clínica e de reabilitação. Outra população observada pelos estudiosos do toque leve foi a de sujeitos que sofreram um acidente vascular encefálico (AVE). Reconhecidamente como população que apresenta déficits de ordem motora, cognitiva e sensorial, os indivíduos que sofreram de um AVE

apresentam restrições funcionais e aumento do risco de quedas (CUNHA et al., 2012). O estudo contou com oito hemiparéticos destros e oito sujeitos saudáveis. Três condições sensoriais (sem toque, toque leve direito e toque leve esquerdo) e duas condições visuais (com e sem) foram realizadas. Em todos os participantes de ambos os grupos, a ausência de visão aumentou a oscilação e o toque reduziu a oscilação. O toque leve auxiliou de maneira positiva os hemiparéticos pós-AVE, com redução da oscilação corporal medida pela área percorrida pelo centro de pressão, a amplitude média de oscilação e a velocidade média de oscilação do centro de pressão. O benefício da informação háptica adicional ocorreu mesmo quando o toque ocorria do lado parético que era utilizado como contato, contudo menos eficiente quando comparado com o contato ipsilesional. O contato forneceu informação espacial que permitiu ao hemiparético melhorar sua posição corporal no espaço reduzindo a oscilação do centro de pressão. Posteriormente, a redução da oscilação do centro de pressão foi observada em outro estudo com participantes pós-AVE (HONG et al., 2013).

ARAÚJO et al. (2013) avaliaram a influência da dominância manual no toque leve. Esse estudo verificou se o toque leve depende da dominância manual e se o efeito dominante ou não dominante difere quando são alteradas as condições visuais (com ou sem visão). Quinze indivíduos saudáveis destros participaram das coletas que contavam com três condições sensoriais (sem toque, toque direito e toque esquerdo). De forma geral, a oscilação corporal foi maior com os olhos fechados e menor nas condições de contato. O toque leve foi capaz de reduzir a oscilação corporal independente da dominância manual ou condição visual. No entanto, o contato com o dedo direito reduziu a oscilação corporal mais em relação ao contato com o dedo esquerdo.

Franzén e colaboradores (2011) desenvolveram um estudo para investigar a relação entre a oscilação corporal e as mudanças axiais do tônus postural. Correlações entre a oscilação corporal, o toque leve e a musculatura postural sugerem um mecanismo *feedfoward*

para ativação dos músculos posturais envolvidos na estabilização postural. Contudo, esta possibilidade explicaria apenas as alterações na musculatura fásica e não nas musculaturas tônicas. A hipótese do estudo era que ocorreria uma redução na atividade tônica postural associada com o toque, similar aos resultados encontrados previamente em estudos com a musculatura fásica. Para este estudo, um aparato foi desenvolvido para realização do estudo. Este foi composto por uma plataforma rígida que permitia a rotação axial corpo. A forma de fixação entre os segmentos permitia a fixação de algumas partes enquanto liberava outras desejadas, sem possibilitar referências horizontais ou verticais ao indivíduo. No presente estudo, a mensuração do torque do quadril foi realizada com um sensor de torque posicionado na fita de fixação. Três condições experimentais (sem toque, toque leve e toque forte) foram utilizadas durante o estudo, todas com os olhos fechados sobre uma plataforma de força. A superfície do aparato rodou os pés e pernas no sentido horário e anti-horário. Durante a condição de toque forte houve aumento de 40% no tônus do quadril e de 44% de aumento durante o toque leve. Estes aumentos foram associados à redução da oscilação corporal. Essa redução da oscilação corporal possivelmente esta relacionada a mudanças na percepção do tronco em relação à superfície de rotação (entre as condições sem toque e toque háptico), com mudança mediada pelo sistema nervoso central de uso de músculos locais (toque háptico) em vez de músculos globais (sem toque), auxiliando o sistema de referência do tronco para controle da postura. Esta mudança poderia ser explicada pela supressão da reação de encurtamento dos músculos do quadril que normalmente ocorrem durante a rotação axial. Os estudos relatados acima demonstram que os déficits de estabilidade postural a disfunção do sistema sensorial pode ser auxiliada com exploração originada da percepção háptica. Através dessa, possivelmente os sistemas sensoriais adquirem formas diferentes de integração suprindo os déficits de sistemas disfuncionais.

Em estudo recente, (CHEN; TSAI, 2015) os mecanismo de efeito do toque leve foram pesquisados. Os autores propuseram a realização de tarefas com o toque muito leve (0,2 a 0,5 N) e o toque leve (0,7 a 1,0 N), nas condições qual era solicitado ao participante baixa ou alta demanda na atividade. Estas manipulações foram realizadas a fim de observar se o efeito sensorial ou o efeito de tarefa supra-postural fora responsável pelo êxito na redução da oscilação no toque leve. Os resultados permitiram aos autores observar que ambos os efeitos estão presentes no toque leve, pois o toque de precisão (leve ou muito leve) foi capaz de reduzir a oscilação corporal, assim como o toque leve com baixa demanda foi capaz de reduzir a oscilação corporal.

2.5 Sistema âncora

Através da percepção háptica, um indivíduo pode fazer contato direto com o mundo por elementos não biológicos (BURTON, 1993), podendo realizar essa expansão com o objetivo de aumentar a possibilidade de orientação para estabilização ou captura de informações sobre as propriedades do ambiente. A suplementação háptica atenua a oscilação corporal, melhorando o controle postural independentemente da idade (BACCINI et al., 2007; ALBERTSEN; TEMPRADO; BERTON, 2012). A utilização de ferramentas flexíveis demonstrou-se útil na detecção de distância de objetos; também apresentou efeitos de redução da oscilação corporal em jovens adultos em relação à condição controle (KINSELLA-SHAW; TURVEY, 1992; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001). Este contato estabelece de certa forma uma possibilidade de ancoragem entre o corpo e o ambiente. Similar a um barco que utiliza sua âncora apoiada sobre a superfície do mar para manutenção da orientação durante o movimento do mar, o sistema âncora utiliza contato com o solo para manutenção da orientação e estabilidade através de ações exploratórias segundo componentes não biológicos tornando-se elementos constituintes do mecanismo, utilizando a percepção háptica. Nesta abordagem, o sistema biológico constrói um mecanismo dinâmico entre uma extensão neural e outra não neural (segmento corporal e âncora em si) para detecção de informação (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2003). A partir desta forma de exploração obtém-se o potencial de detectar cargas distais, utilizadas como pontos de referência para a orientação e expansão do perímetro da base de suporte corporal em relação ao ambiente. A integração das propriedades mecânicas da âncora permite aos indivíduos usar o sistema háptico como *telemodalidade*, termo que infere a habilidade de um indivíduo de detectar as propriedades de um objeto distal via conexão por cordas (CABE, 2011).

Partindo do princípio que o toque reduz a oscilação corporal, mesmo por meio de objetos flexíveis e móveis (JEKA; LACKNER, 1994; ALBERTSEN; TEMPRADO;

BERTON, 2012; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001), Mauerberg-deCastro (2004) realizou um estudo para o desenvolvimento de uma ferramenta, que ela nomeou de sistema âncora, com objetivo de estudar o uso desse sistema âncora durante uma tarefa de equilíbrio unipodal sem informação visual. A função da âncora é auxiliar a exploração háptica fornecendo informação ao sistema de controle postural para manutenção da estabilidade postural. Foram utilizadas cargas diferentes (1 kg, 500 g, 250 g, 125g) e a condição controle (sem carga). Foram observadas redução das rotações no eixo transversal, independentemente da carga utilizada, em comparação a condição controle. Isto demonstra que o suporte mecânico é secundário à percepção háptica durante a realização da tarefa.

Ao utilizar a âncora, o indivíduo pode adotar diversas formas de exploração: ignorar as âncoras e não tracioná-las (de forma individual ou bilateral); tracionar a âncora além da resistência e retirá-las do solo, alternar a força de tração entre as âncoras ou ainda tracioná-las de forma similar sem retirá-las do solo. Uma vez utilizadas corretamente, o propósito delas será expandir a referência de orientação em relação à superfície. Uma vez estabelecida a ancoragem, a movimentação do centro de massa além da base de suporte seria contrabalanceada pelo mecanismo de exploração das âncoras para preservação da estabilidade. A tensão dos cabos é afetada por duas fontes de informação: a resistência das cargas no solo e a tração exercida no cabo (menor ou igual) a resistência das cargas (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Esta regulagem dinâmica garante a possibilidade de explorar a superfície do ambiente e regular assim a postura corporal.

Observadas as possibilidades de benefícios na utilização do sistema âncora a fim de reduzir a oscilação corporal, estudos foram conduzidos com diversas populações. Calve e Mauerberg-deCastro (2005) buscaram compreender a contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças durante o andar sobre uma trave com os olhos vedados. Noventa crianças com idades de 5, 6 e 7 anos foram agrupadas em grupos de 30 participantes. Dentro

deste subgrupo de 30, os participantes eram divididos em controle (sem âncora), âncora de 125g e âncora de 500g. Durante a condição controle, as crianças apresentaram similaridade na tarefa. No entanto, as crianças de 7 anos apresentaram benefícios de redução da oscilação do tronco com o uso do sistema âncora. Segundo as autoras, as crianças dos outros grupos (5 e 6 anos) possivelmente estavam menos atentas a tarefa e utilizaram a âncora como fator de restrição a tarefa e não como forma de exploração do ambiente. Isto demonstra a necessidade de atenção a tarefa para se obter os efeitos benéficos da exploração do sistema âncora. Não houve diferença entre as cargas utilizadas (125 ou 500 g) na melhora do controle postural observado nas crianças de 7 anos.

DASCAL et al. (2012) analisaram o potencial do sistema âncora em reduzir a oscilação corporal em jovens e adultos. Trinta indivíduos saudáveis (15 jovens e 15 idosos) permaneceram na posição semi-tandem com âncoras de 125g. Os participantes realizaram 4 tarefas: com visão/com âncora, com visão/sem âncora, sem visão/sem âncora e sem visão/com âncora. Os resultados demonstram que o uso da âncora em todas as condições trouxe redução da oscilação corporal aos participantes. O uso da âncora se assemelhou a condição com visão/sem âncora. Os jovens se beneficiaram mais quando a visão fora ocluída, enquanto os idosos se beneficiaram na condição com visão. A necessidade de uma tarefa mais desafiadora trouxe benefício aos jovens ao fechar os olhos, enquanto aos idosos a oclusão da visão trouxe competição ao controle postural segundo a alta dependência do sistema visual para manutenção da postura. Idosos também se beneficiaram do uso da âncora durante a utilização na postura semi-tandem com os olhos abertos no estudo de Moraes e Mauerberg-deCastro (2009). Cinco idosos saudáveis foram convidados a participar do estudo que utilizava cargas de 125g. A distância percorrida e a velocidade média pelo centro de pressão (anteroposterior e mediolateral) foram reduzidas durante a utilização da âncora. No entanto, não foram identificados efeitos duradouros após o uso da âncora. Segundo os autores, é provável que o

uso contínuo da âncora em todas tentativas incorporou a informação háptica fornecida pelo sistema ao invés de recalibrar o sistema de controle postural (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009). Posteriormente, FREITAS et al. (2013) demonstraram que idosos saudáveis são beneficiados de forma duradoura após o uso intermitente da âncora. Trinta idosos foram agrupados (três grupos de 10 participantes) segundo a frequência de uso da âncora (0, 50 e 100% das tentativas). Todos os grupos mostraram redução na oscilação corporal imediatamente após o final da prática (2 dias, 30 tentativas por dia). No entanto, essa redução só se manteve 24 horas após o término da prática para o grupo que utilizou as âncoras em 50% das tentativas. Segundo os autores, informação adicional em excesso pode causar dependência, enquanto o uso em apenas 50% das tentativas pode ter auxiliado a recalibração do sistema postural. Além da frequência ideal, parece que o nível da tarefa interfere na resposta encontrada na utilização do sistema âncora. Onze portadores de deficiência intelectual leve ou moderada foram convidados a permanecerem de pé com olhos vendados sobre traves de 10 e 20 cm de altura, auxiliados pelo uso do sistema âncora (125g e 500g) (MAUERBER-DECASTRO et al., 2010). Os participantes demonstraram menor oscilação corporal sobre a prancha de 20 cm em relação a de 10 cm com o uso da âncora em relação a condição controle. Tarefas desafiadoras parecem ser um fator de maior adaptação ao sistema de controle postural, de forma que a adição de informação háptica facilita o controle postural.

Deficientes intelectuais participaram de um novo estudo para observar os efeitos do uso da ferramenta âncora em curto prazo em uma condição desafiadora. Indivíduos com e sem deficiência intelectual apresentaram melhora no controle postural após utilizar as âncoras (MAUERBER-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012).

3. JUSTIFICATIVA

Lidar com os cabos das âncoras pode envolver um grande número de graus de liberdade com movimento de mãos, punhos e outras articulações distais (MAUERBER-DECASTRO et al., 2014). A variação de forças na tração dos cabos das âncoras é derivada de dois processos: (1) está relacionado a interação entre as mãos e o corpo que produzem um padrão de oscilação corporal, com espelhamento do padrão de tração; (2) envolve o potencial desacoplamento dos membros superiores da oscilação corporal a fim de deixar mãos livres para exploração háptica, atenuando a oscilação corporal (MAUERBER-DECASTRO et al., 2014). Assim, pode-se afirmar que o uso das âncoras requer que o indivíduo faça movimentos exploratórios com as mãos. Contudo, essas permanecem restritas durante a tarefa limitando assim a exploração háptica. Partindo do princípio que toda a superfície corporal está envolvida na captação de informações sobre o ambiente, o presente estudo tem como objetivo observar efeito da adição de informação háptica em diferentes segmentos corporais. A informação háptica pode ser utilizada com sucesso na redução da oscilação corporal em diferentes pontos de contato corporal (JEKA; LACKNER, 1994; NORRSELL; BACKLUND; GOTHNER, 2001; KRISHNAMOORTHY; SLIJPER; LATASH, 2002; ROGERS et al., 2001). Caso o efeito do uso do sistema âncora seja similar usando diferentes pontos de contato, as mãos poderão ficar livres durante o uso do sistema âncora, permitindo a realização de tarefas mais dinâmicas envolvendo as mãos durante o treinamento e reabilitação do equilíbrio.

4. OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta.

5. HIPÓTESE

O uso do sistema âncora reduzirá a oscilação corporal de forma similar em todos os diferentes pontos de contato corporal.

6. MÉTODO

6.1 Participantes

Participaram desse estudo trinta indivíduos, sendo 11 homens e 19 mulheres. Foram incluídos no estudo idosos com idade entre 65 e 85 anos, com habilidade para permanecer na postura de pé sem auxílio de pessoa ou dispositivo auxiliar. Foram excluídos do estudo, os idosos com inabilidade visual não corrigida com óculos, doenças neuromuscular, musculoesquelética ou cardiopulmonar severa, baixa cognição que o impedisse de entender a realização da tarefa. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) antes de iniciar a participação no estudo. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Anexo I).

6.2 Procedimentos

O primeiro contato com os idosos foi feito por telefone e visita presencial a um grupo de participantes de um programa de atividade física. Nesse contato inicial, o pesquisador realizava uma entrevista para que pudesse verificar os critérios de inclusão e exclusão, assim como o interesse dos idosos em participar da pesquisa. Nessa fase foram entrevistados 51 idosos, sendo que desses foram elegíveis e demonstraram interesse na pesquisa 35 idosos. Posteriormente, o pesquisador agendava um horário e conduzia o participante ao laboratório de pesquisa, onde eram realizados os testes. Dos 35 idosos que foram ao laboratório, cinco foram excluídos devido aos seguintes critérios: baixa pontuação no teste de equilíbrio, acidente vascular encefálico, incapacidade em permanecer na postura semi-estática, uso de dispositivo auxiliar de marcha por conta de degeneração articular severa.

A classificação dos idosos quanto ao risco de quedas, mobilidade, função cognitiva,

nível de atividade física foi feita por meio de questionário (Apêndice B), MiniBEST teste (Anexo II), Mini exame do estado mental (MEEM) (Anexo III) e questionário modificado de Baeck para idosos (Anexo IV), respectivamente.

O MiniBEST teste possui um total máximo de 28 pontos, divididos em 14 itens, que variam de 0-2, sendo 0 o menor nível funcional, enquanto 2 é o melhor nível funcional (MAIA et al., 2013). O teste rápido de rastreio de demência, MEEM, é composto por 30 questões. Sua pontuação de corte varia de acordo com a escolaridade do sujeito. O ponto de corte para analfabetos é de 20 pontos, para os que têm de 1 a 4 anos de estudo é de 25 pontos, de 5 a 8 anos de estudo é de 26 pontos, 9 a 11 anos de estudo é de 28 pontos e acima de 11 anos de estudo é de 29 pontos (BRUKI et al., 2003). O nível de atividade física foi obtido pelo questionamento direto ao participante por meio do questionário de Baecke, que avalia as atividades diárias, esportivas e lazer dos idosos (VOORRIPS et al., 1997; BAECKE et al., 1982).

Para a realização do procedimento experimental, os participantes foram instruídos a ficar em pé na posição semi tandem (pés unidos com toque do hálux esquerdo em contato com a face medial do arco plantar direito) sobre uma plataforma de força (AccuGait, AMTI, Watertown, EUA- Figura 2A). A plataforma de força registrou as forças aplicadas sobre ela nas direções anteroposterior (AP), mediolateral (ML) e vertical, bem como os momentos de força em torno desses eixos com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os valores do centro de pressão foram adquiridos pelo software de aquisição de dados *Balance Clinic*.

Os participantes realizaram cinco condições experimentais. Foi solicitado aos participantes que evitassem conversar durante a tarefa. Quatro condições experimentais utilizaram o sistema âncora e uma condição sem o uso do sistema âncora. Para as tentativas com o sistema âncora, foram fixadas uma âncora em cada mão do sujeito. Estas eram compostas cada por um cabo maleável não deformável com carga de 125 g (Figura 1A) fixada

na extremidade distal. As quatro condições com o uso do sistema âncora foram: âncora tradicional, âncora presilha, âncora antebraço e âncora ombro. Na condição de âncora tradicional, os participantes foram instruídos a segurar uma âncora em cada mão. O cabo da âncora era enrolado uma ou duas vezes em torno da palma da mão e os participantes seguravam o cabo com preensão palmar. Os participantes eram solicitados a manter o cabo da âncora esticado sem retirar a carga de 125g do chão (Figura 3). Nas condições de âncora no antebraço e no ombro, as âncoras foram fixadas com uma presilha do tipo ponteira (Figura 1B) (Naigell Botões, São Paulo). Também esta ilustrada abaixo a sala de coletas (Figura 2B).

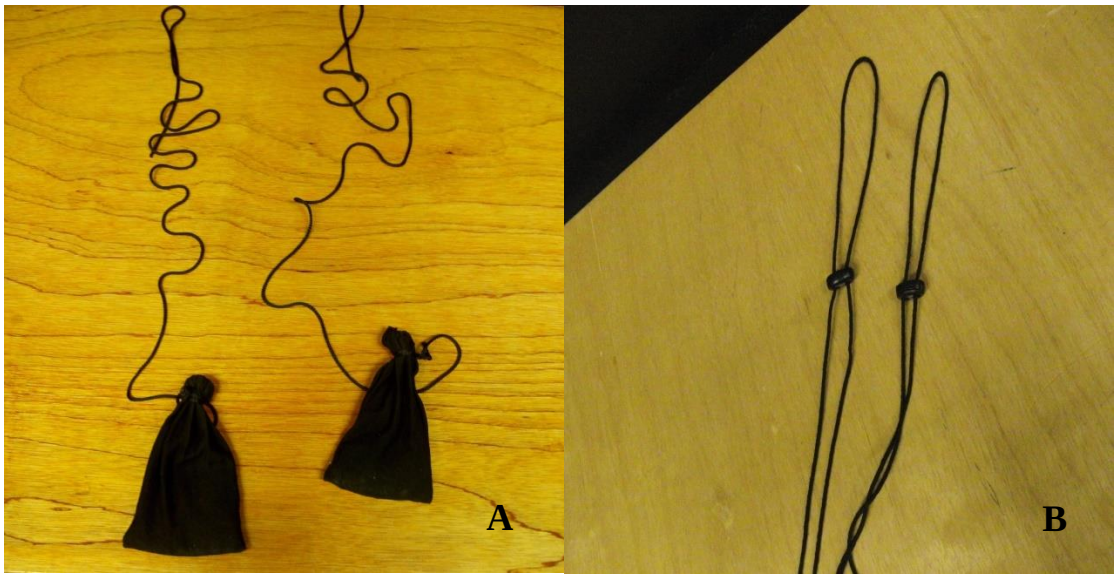


Figura 1. Sistema âncora tradicional (A). Ponteiras do tipo presilha usadas nas condições de âncora presilha, âncora antebraço e âncora ombro (B).

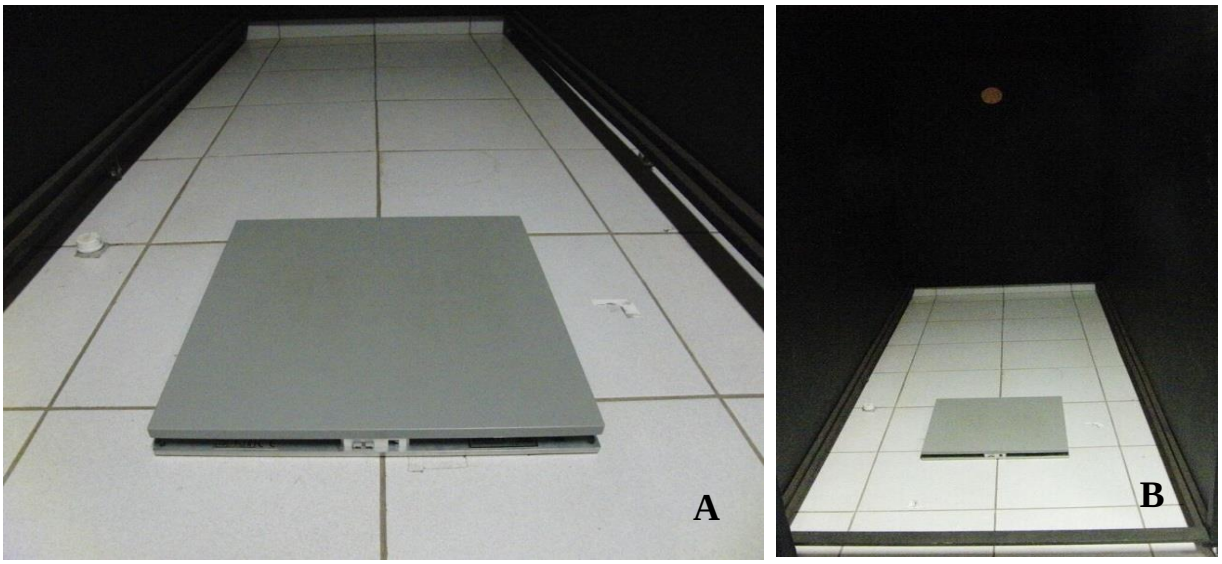


Figura 2. Plataforma de força utilizada no presente estudo (A) e sala utilizada para a coleta de dados e o alvo visual (círculo laranja) afixado no fundo (B).

Figura 3. Uso do sistema âncora na condição tradicional. A figura ilustra o uso das âncoras nas mãos apenas. Importante notar que nessas fotos, a posição dos pés não está na postura semi-tandem.

Foi também incluída uma condição com as âncoras fixadas com presilhas nas mãos (Figura 4). Na condição âncora antebraço (Figura 5), as âncoras foram posicionadas bilateralmente no terço médio do antebraço, com o cabo da âncora envolvendo com uma volta o antebraço. Era então fixada com a presilha e o cabo exercia uma pequena pressão sobre a pele (deformação mínima da pele).

Figura 4. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha na mão.

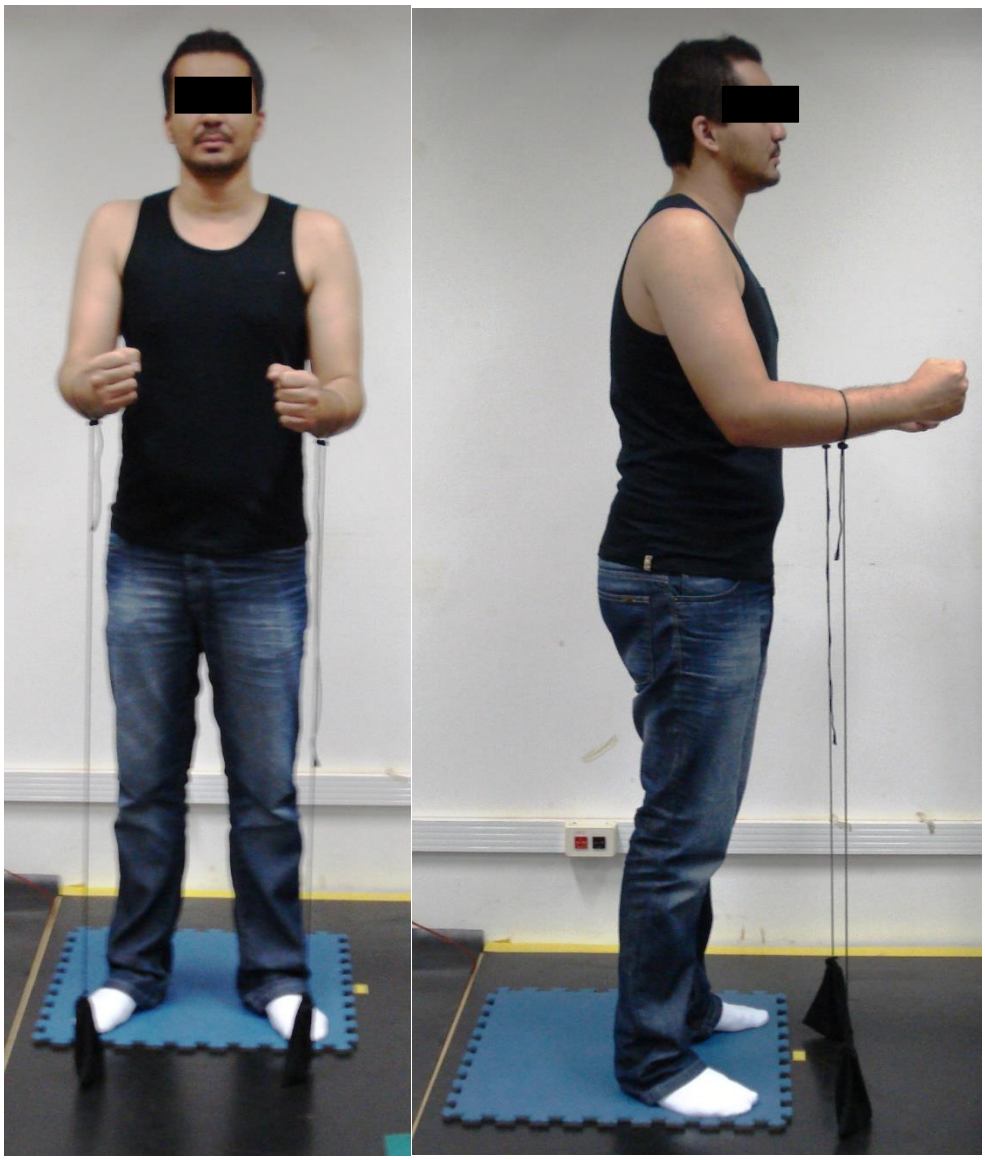


Figura 5. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha no antebraço.

Na condição âncora ombro (Figura 6), as âncoras foram posicionadas bilateralmente em torno do ombro e fixadas no aspecto posterior do úmero, sob a articulação acrômio-clavicular com a presilha posicionada posteriormente. A âncora nesta condição foi posicionada posteriormente, com aproximadamente 15 cm do eixo do ombro. O mesmo controle sobre a deformação da pele foi usado.

Figura 6. Uso do sistema âncora na condição fixada com presilha no ombro.

Os participantes foram solicitados a comparecer à sessão experimental vestindo roupa que expusesse o ombro para facilitar a fixação das âncoras nos ombros. Em todas as condições experimentais, os participantes mantiveram o cotovelo fletido a 90º, de tal forma que o antebraço ficou aproximadamente paralelo ao solo. Nas condições em que as âncoras foram fixadas com as presilhas, os comprimentos dos cabos das âncoras foram ajustados de forma a ficarem esticados, permanecendo todo o período de coleta em contato com o solo. Se

o participante elevasse a âncora do solo, a condição então era repetida ao final do experimento. Para cada condição experimental, os participantes realizaram três tentativas com 60 s de duração cada, totalizando 15 tentativas totalmente randomizadas.

6.3 Análise dos dados

A aquisição dos dados da plataforma de força foi realizada utilizando o software *Balance Clinic*. A compilação de dados dos questionários foi realizada utilizando o programa Microsoft Excel foi utilizado para processar cálculos das variáveis. O software *Matlab* R2014a foi utilizada utilizado para a análise dos dados do centro de pressão (CP). Os dados do centro de pressão (CP) foram filtrados com um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 5 Hz. Após esse procedimento, as seguintes variáveis foram calculadas: calculamos a área da elipse ajustada ao deslocamento do CP, a amplitude média de oscilação (AMO) e a velocidade média de oscilação (VMO). Para calcular a área da elipse, ajustamos uma elipse contendo 95% dos dados de deslocamento do CP foi ajustada aos valores do CP. A amplitude média de oscilação foi calculada como o desvio padrão da série temporal do deslocamento do CP nas direções AP e ML, após a remoção da qualquer tendência nos dados (DUARTE; FREITAS, 2010). Para o cálculo da velocidade média de oscilação, foi calculado calculamos primeiramente a amplitude de oscilação (subtração da posição média do CP de cada ponto registrado na série temporal nas direções AP e ML). A velocidade média de oscilação foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação de cada tentativa nas direções AP e ML (JEKA; LACKNER, 1994).

6.4 Análise estatística

A análise estatística dos dados foi realizada com o software *SPSS 20*. Para a área da elipse, uma ANOVA para um fator (5 condições experimentais) com medidas repetidas foi realizada. Para as demais variáveis dependentes, MANOVA para um fator (5 condições) com medidas repetidas foram realizadas, tendo como variáveis dependentes as direções AP e ML de cada variável calculada (AMO e VMO). Testes *a posteriori* de Bonferroni foram usados para identificar diferenças entre os níveis se algum efeito fosse identificado. O nível de significância adotado foi de 0,05.

7. RESULTADOS

7.1 Caracterização da amostra

Participaram do estudo trinta idosos, com idade entre 65 e 85 anos. Destes 11 eram do gênero masculino e 19 do gênero feminino. A idade média dos participantes foi 73,3 ±4,7 anos. A estatura média foi de 1,60 ±0,07 m. A massa corporal média foi de 69,4 ±14,7 kg. A amplitudes médias e desvio padrão estão demonstrados na tabela 1. Os idosos participantes do presente estudo apresentam valores do Mini Exame do Estado Mental (25,6 ±1,4 pts), sendo considerado como funções cognitivas preservadas. São fisicamente ativos segundo pontuação obtida no questionário modificado de Baecke para idosos (13,4 ±7,3 pts) e possuem um bom equilíbrio funcional como atestado pelo MiniBEST Teste (25,3 ±3,1 pts). Para facilitação da visualização, os dados estão apresentados na tabela 2. Destes indivíduos, apenas 2 foram considerados caidores (ambas do gênero feminino). Foram consideradas caidores aquelas que tivessem sofrido pelo menos uma queda nos últimos seis meses. A identificação da ocorrência da queda foi feita por meio de questionamento direto ao participante, realizado por questionário desenvolvido por nosso laboratório (Apêndice I), após a explicação da definição de queda usada no presente estudo.

Tabela 1. Média e desvio padrão (SD) de idade, estatura e massa corpórea dos participantes do estudo.

	Idade (anos)	**Estatura (m)**	**Massa corpórea (kg)**
Média (SD)	73,3 (4,7)	1,60 (0,07)	69,4 (14,7)
Amplitude (max – min)	66 - 85	1,49 – 1,74	47,60 – 109

Tabela 2. Média e desvio padrão para os escores das avaliações cognitiva, nível de atividade física, equilíbrio funcional dos idosos.

Avaliações	**Média**	**Desvio Padrão**
Mini Exame do Estado Mental[a]	25,6	1,4
Questionário Modificado de Backe para Idosos[b]	13,4	7,3
Mini BEST Teste[c]	25,3	3,1

[a] Escores próximos 30 pontos (pontuação máxima) indica ausência de déficit cognitivo.
[b] Escores próximos a zero indicam um baixo nível de atividade física.
[c] Escores próximos a 28 pontos (pontuação máxima) indicam baixo risco de quedas.

7.2 Distância percorrida

A ANOVA identificou efeito principal de condição ($F_{4,116} = 4,653$; $p = 0,002$). O teste post-hoc apontou que a distância percorrida para a condição âncora ausente foi maior do que para a condição âncora antebraço ($p = 0,026$) e para a condição âncora presilha ($p = 0,012$) (Figura 7).

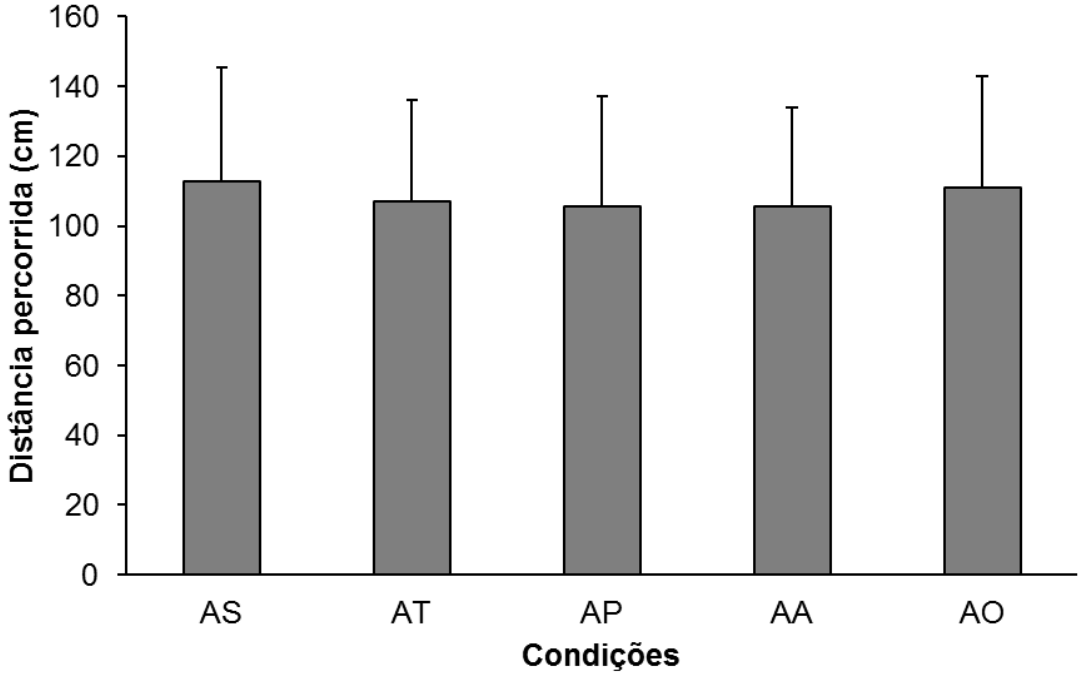


Figura 7. Valores médios e erro padrão da distância percorrida pelo centro de pressão para todas as condições experimentais. AS: âncora ausente; AT: âncora tradicional; AP: âncora na mão fixada com a presilha; AA: âncora no antebraço; AO: âncora no ombro

7.3 Área da elipse

A ANOVA identificou efeito principal de condição ($F_{4,116} = 6,659$; $p \leq 0,0001$). A análise de post-hoc mostrou que a área da elipse para a condição âncora ausente foi maior do que para a condição âncora tradicional ($p = 0,024$) e âncora antebraço ($p = 0,011$) (Figura 8).

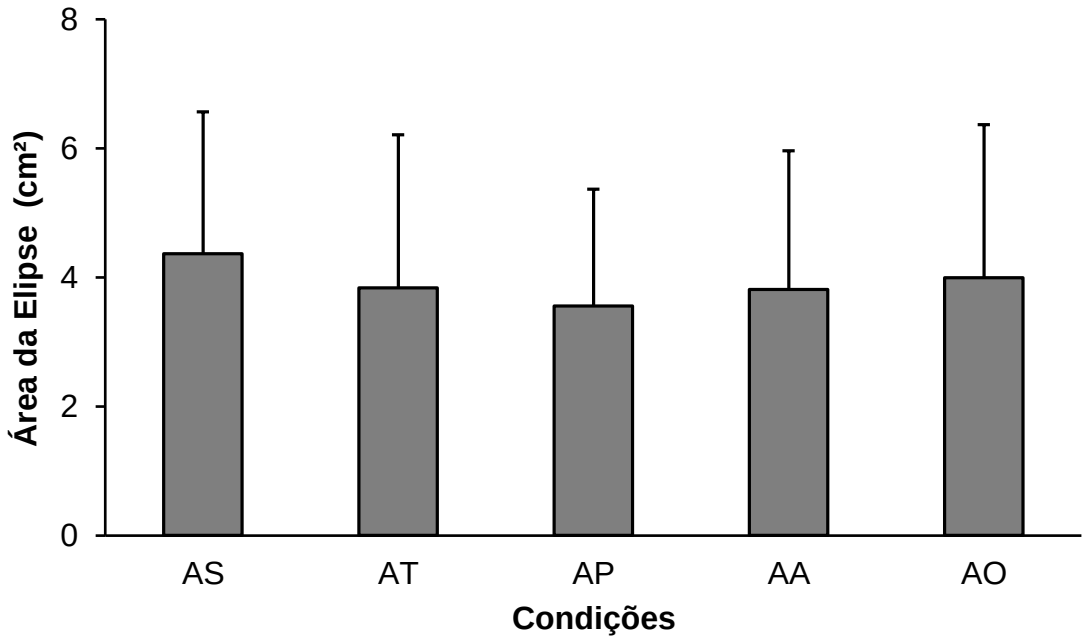


Figura 8. Valores médios e erro padrão da área da elipse ajustada ao deslocamento do centro de pressão para todas as condições experimentais. AS: âncora ausente; AT: âncora tradicional; AP: âncora na mão fixada com a presilha; AA: âncora no antebraço; AO: âncora no ombro

7.4 Amplitude média de oscilação

A MANOVA apontou efeito principal de condição (Wilk's Lambda = 0,759; $F_{8,230}$ = 4,252; $p \leq 0,0001$). As análises univariadas apontaram efeito somente para a direção AP ($F_{4,116}$ = 8,189; $p \leq 0,0001$). O teste de post-hoc apontou que a amplitude média de oscilação foi maior para a condição âncora ausente em comparação a condição âncora tradicional (p = 0,032) e âncora presilha ($p \leq 0,0001$). Além disso, a amplitude média de oscilação foi maior para a condição âncora ombro do que para a condição âncora presilha (p = 0,03) (Figura 9).

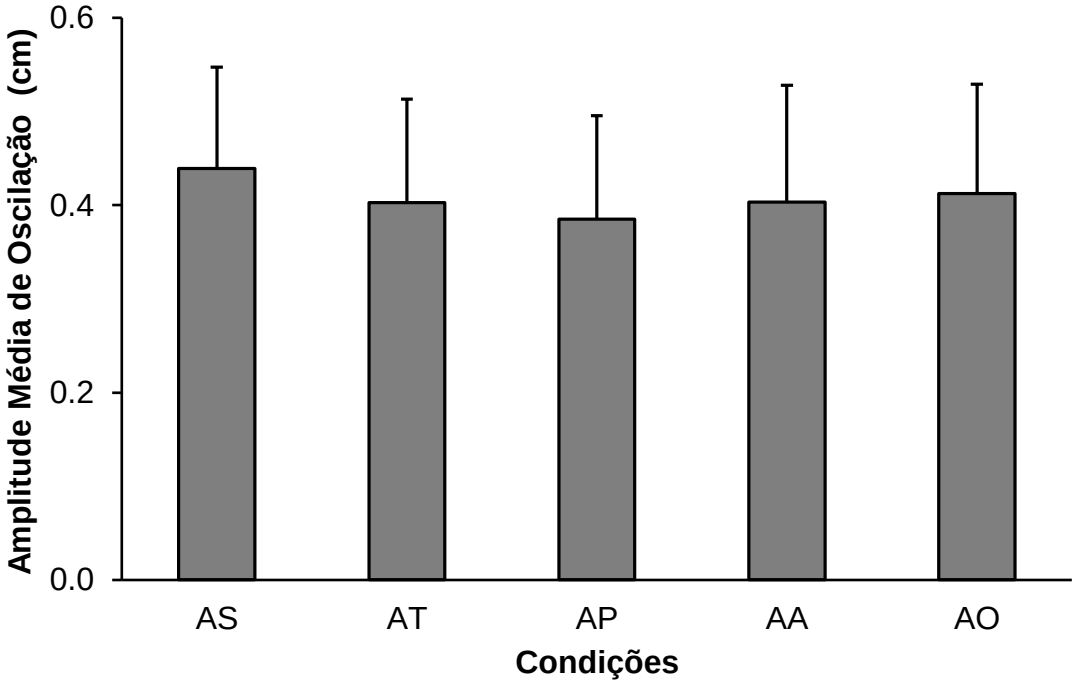


Figura 9. Valores médios e erro padrão da amplitude média de oscilação na direção AP para todas as condições experimentais. AS: âncora ausente; AT: âncora tradicional; AP: âncora na mão fixada com a presilha; AA: âncora no antebraço; AO: âncora no ombro

7.5 Velocidade média de oscilação

A MANOVA apontou efeito principal de condição (Wilk's Lambda = 0,839; $F_{8,230}$ = 2,643; p = 0,0009). Os testes univariados encontraram efeitos nas duas direções (AP: $F_{4,116}$ = 3,897; p = 0,005; ML: $F_{4,116}$ = 4,137; p = 0,004). Para a direção AP, a análise de post-hoc identificou que a velocidade média de oscilação foi maior para a condição âncora ausente do que para a condição âncora antebraço (p = 0,05) (Figura 10). Para a direção ML, o teste post-hoc mostrou que a velocidade média de oscilação foi maior para a condição âncora ausente do que para a condição âncora presilha (p = 0,003) e para a condição âncora antebraço (p = 0,046) (Figura 11).

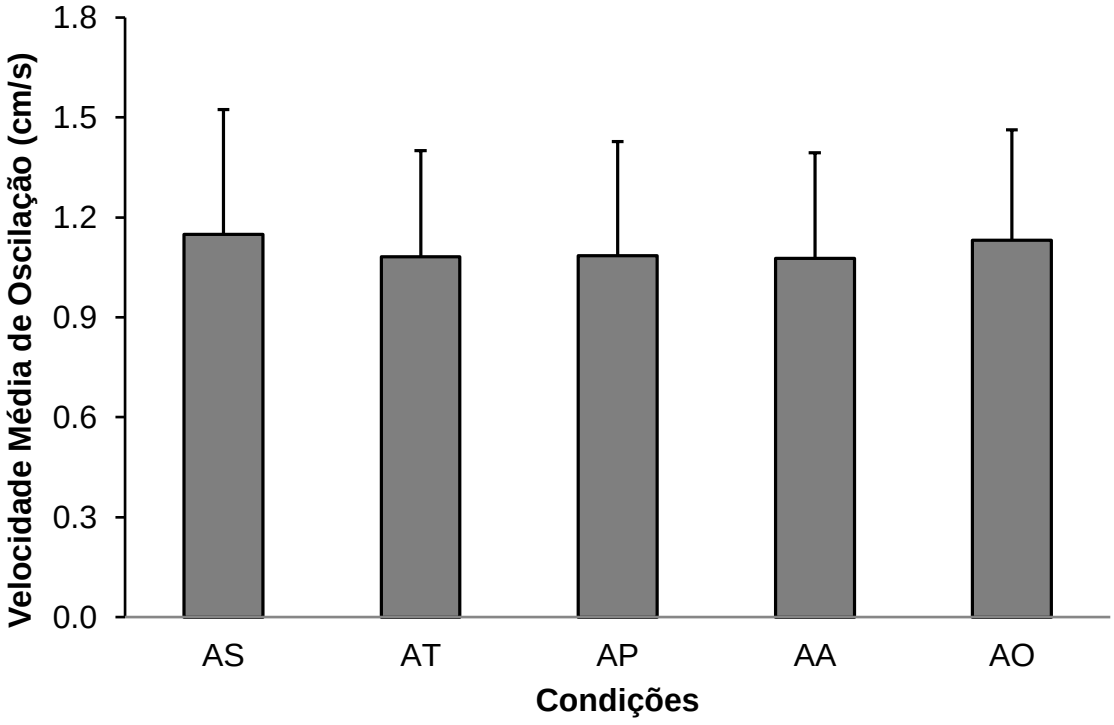


Figura 10. Valores médios e erro padrão da velocidade média de oscilação na direção AP para todas as condições experimentais. AS: âncora ausente; AT: âncora tradicional; AP: âncora na mão fixada com a presilha; AA: âncora no antebraço; AO: âncora no ombro

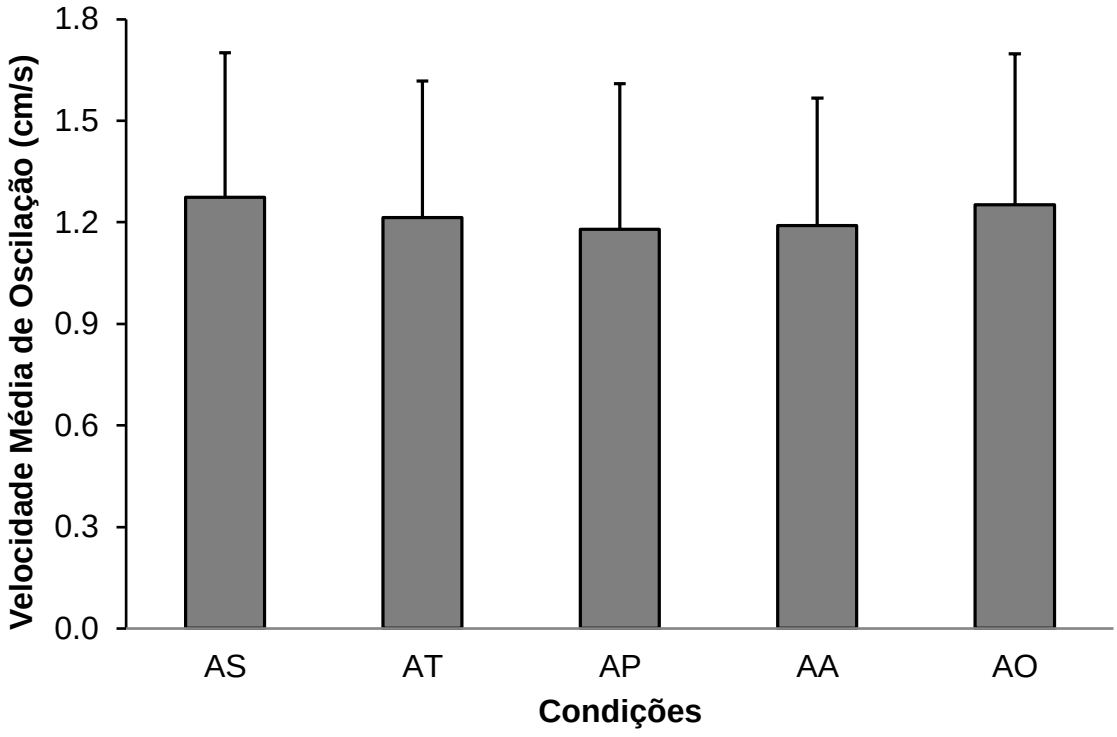


Figura 11. Valores médios e erro padrão da velocidade média de oscilação na direção ML para todas as condições experimentais. AS: âncora ausente; AT: âncora tradicional; AP: âncora na mão fixada com a presilha; AA: âncora no antebraço; AO: âncora no ombro

8. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta. Os resultados apontaram que a redução da oscilação corporal ocorre quando utilizado o contato da âncora nas mãos e no antebraço. O uso da presilha não alterou o funcionamento do sistema âncora. A hipótese inicial era que o uso do sistema âncora reduziria a oscilação corporal de forma similar em todos os diferentes pontos de contato corporal. Era esperado ainda que o uso do sistema âncora reduzisse a oscilação corporal de forma mais acentuada quando utilizado na região dos ombros. Os resultados refutam a hipótese inicial, pois o sistema âncora reduziu a oscilação corporal quando utilizado na região dos cotovelos e mãos de forma similar, independente do tipo de fixação. No entanto, a utilização do sistema âncora na região dos ombros não foi capaz de reduzir a oscilação corporal.

Os idosos que participaram do presente estudo apresentaram alto nível de atividade física como demonstrado no questionário modificado de Baecke para idosos. Possivelmente, este resultado se deve ao local onde os participantes foram recrutados. Cerca de dois terços dos idosos do presente estudo participavam de um grupo de atividade física regular no bairro em que residem. Esse programa consta de atividades para condicionamento aeróbio, flexibilidade e fortalecimento muscular. Desta forma, os valores são notavelmente superiores aos encontrados estão acima dos encontrados no estudo de Quadros Junior et al. (2008).O MiniBest Teste, os idosos apresentaram pontuação próxima ao máximo, demonstrando que eles apresentaram o equilíbrio funcional preservado (MAIA et al., 2013). Eles apresentaram ainda condição cognitiva sem alterações, segundo avaliação do Mini Exame do Estado Mental, já que a pontuação foi próxima do valor máximo (BRUKI et al., 2003).

8.1 O sistema âncora reduz a oscilação corporal

Os idosos apresentaram redução da oscilação corporal quando utilizaram o sistema âncora seguro pelas mãos ou fixados em mãos e antebraço, como observado pela redução da distância percorrida pelo centro de pressão, menor amplitude média de oscilação na direção anteroposterior, menor área da elipse e menor velocidade de oscilação nas direções anteroposterior e mediolateral, quando comparados ao não uso da âncora ou fixação nos ombros. A redução da oscilação corporal com o uso do sistema âncora foi observada em estudos anteriores (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010; DASCAL et al., 2012; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES; CAMPBELL, 2012; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; MORAES, 2013). Estes estudos atribuem à adição de informação háptica ao sistema de controle postural a redução da oscilação corporal observada. A realização de uma tarefa desafiadora, como na condição de base de suporte reduzida e manutenção da postura de pé, traz ao sistema de controle postural maior demanda por conta da postura instável. A manutenção da postura estável requer flexibilidade do sistema de controle postural, que deve ser capaz de continuar se adaptando as demandas do ambiente (BARELA, JEKA; CLARK, 1999). Ao se utilizar da adição de informação háptica, o sistema de controle postural é capaz de reduzir a oscilação corporal e permitir a continuidade da tarefa proposta. A utilização do sistema âncora requer do participante a manutenção do contato das cargas com o solo e o suporte das cargas. Chen e Tsai (2015) observaram que tanto o efeito sensorial quanto o efeito de tarefa supra-postural estão presentes no toque leve, pois o toque de precisão foi capaz de reduzir a oscilação corporal, assim como o toque leve com baixa demanda foi capaz de reduzir a oscilação corporal. Partindo do pressuposto que o efeito sensorial coexiste ao efeito supra-postural, ao solicitarmos que o indivíduo mantenha a âncora em tarefa de precisão (contato com o solo)

associado ao efeito sensorial provindo da informação háptica, nos permite levantar a hipótese que o sistema âncora explora ambos os efeitos do toque leve. Partindo ainda do pressuposto que o sistema âncora pode sofrer efeito supra-postural, podemos explicar os efeitos de redução da oscilação encontrados no sentido anteroposterior nas variáveis de amplitude média de oscilação e velocidade média de oscilação. Estes resultados concordam com os achados de Yeh e Chen (2015). Estes autores demonstraram que os benefícios do toque leve resultam do eixo em que o toque ocorre. No entanto, quando o toque leve incorpora tarefas supra-posturais, este pode prover estabilidade segundo o eixo em que a tarefa é realizada.

8.2 O sistema âncora não reduz a oscilação corporal quando fixado no ombro

Os resultados do presente estudo apontam que a fixação do sistema âncora no ombro não reduziu a oscilação corporal. Estes dados não estão de acordo com o estudo de Krishnamoorthy, Slijper e Latash (2002). Estes autores relatam que o efeito do toque leve é dependente da região na qual o contato é realizado em relação ao tronco, e não da densidade de receptores táteis da região que recebe o contato. Pontos de contato próximos do tronco se aproximam da vertical do corpo e parecem ser mais efetivos para redução da oscilação corporal. A informação fornecida de forma direta próxima à região de oscilação corporal, o tronco, parece ser responsável por esse beneficio. O ponto de contato para o toque leve na região do pescoço apresentou menor oscilação corporal em relação ao toque leve na região da ponta do dedo em adultos jovens. A necessidade de organizar a informação sensorial fornecida pelo toque leve, realizada pelo sistema de controle postural, se torna mais complexa com o toque na ponta do dedo. Este deve dissociar a informação sobre a oscilação corporal em relação a vertical e ao movimento de braço em relação a ombro e cotovelo.

No presente estudo, a fixação da âncora na região mais próxima do tronco não trouxe redução da oscilação corporal. A exploração ativa da informação háptica fornecida depende da movimentação do tronco em relação à pelve, ou mesmo a exploração do corpo como um todo em relação ao tornozelo. O estudo de Johannsen, Wing e Hatzitaki (2012) suporta que quando realizada de forma proximal (ombro) o toque leve pode utilizar a estratégia do tornozelo. Assim, quando o tronco se move para explorar o ambiente, há aumento do deslocamento do centro de massa e redução da margem de estabilidade do indivíduo. Este fator pode justificar a maior oscilação corporal observada durante a fixação nos ombros. De forma predominante, a exploração do sistema âncora com a fixação dos ombros se dá de forma passiva, fator que possivelmente contribuiu para a ausência de efeito para a fixação das âncoras no ombro. A exploração ativa de objetos permitiu a sua correta identificação em 95%

das tentativas, enquanto a estimulação passiva dos mesmos objetos resultou em uma identificação correta em apenas 49% das tentativas (GIBSON, 1962).

Segundo Johannsen, Wing e Hatzitaki (2007), o toque leve em contato com a região dos ombros afeta a resposta postural imediata a uma perturbação preditiva, assim como é capaz de estabilizar o corpo após uma perturbação voluntária ou reflexa. Os autores sugerem que mecanismos diferentes são utilizados para mediar a oscilação nas direções anteroposterior e mediolateral. Além da exploração do sistema háptico segundo o feedback sensorial, os autores relatam que de alguma forma essa exploração pode atuar como forma de "restrição" ao sistema de controle postural conduzindo o corpo a menor oscilação.

O toque leve entre dois indivíduos jovens também se mostrou capaz de reduzir de maneira confiável a oscilação corporal quando indivíduos o realizam entre os dedos (anteroposterior e mediolateral) ou entre os ombros (mediolateral), ainda que mecanismos diferentes atuem para redução em cada ponto de contato (JOHANNSEN; WING; HATZITAKI, 2012). Embora em ambas reduções de oscilação os autores creditem parte dos benefícios a hipótese de feedback de força entre os indivíduos, estes acreditam que durante o contato com os dedos, os benefícios provem parcialmente de uma tarefa supra-postural (i.e., manter a precisão do toque leve), enquanto durante o toque nos ombros os indivíduos podem ter escolhido uma estratégia de controle que envolve um grau maior de restrição na oscilação para manter o toque leve.

O principal fator que deve ter contribuído para ausência de efeito da fixação nos ombros é a dificuldade de fixar a âncora nos ombros. Durante a coleta de dados, a fixação das âncoras nos ombros de forma precisa sobre a articulação acrômio-clavicular fora a mais complexa dentre as condições por se tratar de uma região com diversos acidentes ósseos. A fixação na região do ombro não propicia o contato na região axilar. Por se tratar de uma região convexa em relação à fixação utilizada, a região axilar não permite contato fixo da âncora. Ainda que não essencial para observação de benefícios, a menor região estimulada com a fixação na

região do ombro também pode estar relacionada aos resultados encontrados. Em um pequeno número de condições foi necessário repetir ao final das condições aleatorizadas a condição âncora no ombro, pois houve perda da posição correta da âncora durante a coleta de dados. Assim, esta limitação deve ser abordada em estudos futuros.

8.3 O sistema âncora reduz a oscilação corporal quando fixado no antebraço

Possivelmente o achado mais interessante deste estudo esta relacionado à fixação da âncora no antebraço. O uso da âncora no antebraço foi tão efetivo quanto o uso da âncora nas mãos (fixadas ou seguras). Estes resultados estão de acordo com o estudo de Norrsell, Backlund e Gothner (2001). Estes autores demonstraram que o toque leve na região do antebraço reduziu a oscilação corporal de adultos jovens. Os resultados do nosso estudo reforçam os resultados de Krishnamoorthy, Slijper, Latash (2002), segundo a afirmação que a densidade de receptores não é o fator mais importante para adicionar informação háptica para o sistema de controle postural em adultos jovens. De forma interessante, o presente estudo demonstra que esta premissa também pode ser aplicada a idosos. O desempenho de idosos é similar ao de adultos em tarefas de percepção háptica que envolvem a percepção das propriedades dos objetos como forma e comprimento. A exploração háptica de objetos tridimensionais e assim, reconhecimento de formas e características da superfície deste objeto não sofre influencia pelo avanço da idade (NORMAN et al., 2006, 2011). Ademais, a percepção de comprimentos de hastes de madeira ou raquetes por meio da exploração háptica também não é afetada pelo avanço da idade (CARELLO; THOUT; SURVEY, 2000; CHANG et al., 2008). A fixação das âncoras no cotovelo permite explorar mais ativamente o ambiente, em relação às âncoras fixadas nos ombros. A branda movimentação dos cotovelos permite explorar ativamente as âncoras e obter informação sensorial de melhor qualidade (GIBSON, 1962, 1966).

Outro estudo recente observou redução da oscilação corporal em adultos jovens quando as âncoras foram fixadas no antebraço, assim como a fixação no punho e mãos (PACHECO, 2015). O estudo teve como objetivo observar os efeitos de diferentes pontos de contato corporal e orientação segmentar sobre o controle postural em tarefas com o uso do sistema âncora. Vinte e nove adultos jovens vendados permaneceram na posição tandem sob uma

trave com fixação nos punhos e antebraços, com manutenção dos cotovelos estendidos anteriormente e lateralmente. Esses resultados corroboram com resultados do presente estudo, com redução da oscilação corporal independente do ponto de fixação (punho e antebraço). Embora a tarefa seja diferente, ambas tinham como objetivo a imposição de desafio ao sistema. Este aspecto já fora citado em estudos anteriores como necessário para o êxito na redução da oscilação corporal. Os resultados se assemelham, ainda que a tarefa e as populações sejam diferentes. Como citado anteriormente, a percepção háptica não sofre deterioração com a progressão da idade, sendo comparável em jovens e idosos (NORMAN et al.,2006, 2011).

O uso do toque leve requer que o indivíduo realize contato para direção caudal, diretamente com a superfície de suporte, ao passo que o uso do sistema âncora requer exploração com as mãos para direção cefálica para fornecer referência para orientação postural. Movimentos das mãos estão restritos para as tarefas propostas até o presente momento. O uso do sistema âncora na região do cotovelo permite exploração livre das mãos com outras tarefas, possivelmente, tornando mais funcional e exploratório o uso concomitante das mãos e a fixação no cotovelo das âncoras.

A vantagem do sistema âncora em relação ao paradigma do toque leve está na facilidade de uso em diferentes contextos, como em atividade física ou prática clínica. Sua portabilidade e baixo custo são fatores que possibilitam a expansão do uso do sistema âncora em diversos ambientes, incluindo o uso concomitante à realização de tarefas dinâmicas. Este uso não é permitido com o paradigma do toque leve.

9. CONCLUSÃO

O uso do sistema âncora contribuiu para a redução da oscilação corporal em idosos quando utilizadas seguras ou fixas pelas mãos, assim como se fixadas na região do antebraço. A redução em ambos os pontos de contato ocorreu de forma similar. O uso da presilha não alterou o funcionamento do sistema âncora. O uso do sistema âncora na região do ombro não reduziu a oscilação corporal.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERTSEN, I. M.; TEMPRADO, J. J.; BERTON, E. Effect of haptic supplementation provided by a fixed or mobile stick on postural stabilization in elderly people. **Gerontology**, v. 58, n. 5, p. 419–429, 2012.

ARAÚJO, I. M. G.; ALOUCHE, S. R.; CUNHA, B. P.; FREITAS, S. M. S. F. Uso da informação somatossensorial adicional no controle postural: efeito da dominância manual. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 27, n. 2, p. 305-13, 2013.

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

BAECKE, J.A.H.; BUREMA, J.; FRIJTERS, J.E.R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, v. 36, p. 936-942, 1982.

BALDAN, A. M. S.; ALOUCHE, S. R.; ARAUJO, I. M. G.; FREITAS, S.M.S.F. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. **Gait and Posture,** v. 40, n. 1, p. 1-10, 2014.

BARELA, J. A.; JEKA, J. J.; CLARK, J. E.. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. **Infant Behavior & Development**. New York: Elsevier B.V., v. 22, n. 1, p. 87-102, 1999.

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

BOURANE, S.; GROSSMANN, K. S.; BRITZ, O.; DALET, A.; BARRIO, M. G.; STAM, F. J.; CAMPMANY, L. G.; KOCH, S.; GOULDING, M. Identification of a spinal circuit for light touch and fine motor control. **Cell**, v. 160, n. 3, p. 503–515, 2015.

BRUKI, S. M. D.; NITRINI,R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P. H. F.; OKAMOTO, I. H. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v.61, n. 3-B, p. 777-81, 2003.

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

CABE, P. A. Haptic distal spatial perception mediated by strings: haptic “looming”. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 37, n. 5, p. 1492–511, 2011.

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

CARELLO, C.; THUOT, S.; TURVEY, M. T. Aging and the perception of a racket’s sweet spot. **Hum Mov Sci**, v. 19, n. 1, p. 1–20, 2000.

CHANG C.H. , WADE M. G., STOFFREGEN T. A., HO H. Y. Length perception by dynamic touch: the effects of aging and experience. **The journals of gerontology**: Psychological sciences and social sciences. Series B, , v. 63, n. 3, p. P165–70, 2008.

CHEN, F. C.; TSAI, C. L. The mechanisms of the effect of light finger touch on postural control. **Neuroscience Letters**, v. 605, p. 69–73, 2015.

CUNHA, B. P.; ALOUCHE, S. R.; ARAUJO, I. M.; FREITAS, S. M. Individuals with post-stroke hemiparesis are able to use additional sensory information to reduce postural sway. **Neuroscience Letters,** v. 513, n. 1, p. 6-11, 2012.

DASCAL, J.B.; OKAZAKI, V. H. A.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Effects of the anchor system on postural control in older adults. **Brazilian Journal of Kinanthropometry and Humam Performance**, v. 2, n.14 p. 144–153, 2012.

DICKSTEIN, R.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. **Gait and Posture,** v. 14, n. 3, p. 238-47, 2001.

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

FRANZEN, E., GURFINKEL, V. S., WRIGHT, W. G., CORDO, P. J., HORAK, F. B. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. **Neuroscience,** v. 174, p. 216-23, Feb 3 2011.

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

FULLER, G. F. Falls in the elderly. **American Family Physician**, v. 61, n. 7, p. 2159–2168, 2000.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLE, T.; HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults**. Journal of Physiology,** v. 514 (Pt 3), p. 915-28, 1999.

GIBSON, J. J. Observations on active touch. **Psychol Rev**.,v. 69, n.6, p, 477-491, 1962.

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

GORDON A. M, HUXLEY A. F., JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal of Physiology,** v.184, p. 170-192,1966.

GU, M. J.; SCHULTZ, A. B.; SHEPARD, N. T.; ALEXANDER, N. B. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 3, p. 319-29,1996.

HARTHOLT, K. A.; STEVENS, J. A.; POLINDER, S.; VAN DER CAMMEN, T. J.; PATKA P. Increase in Fall-Related Hospitalizations in the United States, 2001–2008. **The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care**, v. 71, n. 1, p. 255–258, 2011.

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

HONG, S. H.; IM, S.; PARK, G. Y. The effects of visual and haptic vertical stimulation on standing balance in stroke patients. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 37, n. 6, p. 862–870, 2013.

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

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

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369–1381, 1986.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip Contact Influences Human Postural Control. **Experimental Brain Research,** v. 100, n. 3, p. 495-502, 1994.

JOHANNSEN, L.; WING, A. M.; HATZITAKI, V. Effects of maintaining touch contact on predictive and reactive balance. **Journal of neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 2686–2695, 2007.

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

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

KARNATH, H. O.; FERBER, S.; DICHGANS, J. The neural representation of postural control in humans. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 97, n. 25, p. 13931–13936, 2000.

KERR, B.; CONDON, S. M.; MCDONALD, L. A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 11, n. 5, p. 617-22, Oct 1985.

KINSELLA-SHAW, J. M.; TURVEY, M. T. Haptic perception of object distance in a single-strand vibratory web. **Perception & psychophysics**, v. 52, n. 6, p. 625–38, 1992.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; LATASH, M. L. Effects of different types of light touch on postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 147, n. 1, p. 71-79, 2002.

LACKNER, J. R.; DIZIO, P.; JEKA, J.; HORAK, F.; KREBS, D.; RABIN, E. Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. **Experimental Brain Research,** v. 126, n. 4, p. 459-66, 1999.

LACKNER, J. R.; RABIN, E.; DIZIO, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. **Experimental Brain Research**, Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale, v. 139, n. 4, p. 454–464, 2001.

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

LEE, D. N , ARONSON, E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Perception & Psychophysics**, v.15, n. 3, p 529-532, 1974.

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

MAIA, A.C.; RODRIGUES-DE-PAULA, F.; MAGALHAES, L.C.; TEIXEIRA, R.L.L. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the Balance Evaluation Systems Test and MiniBESTest in the elderly and individuals with Parkinson's disease: application of the Rasch model. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 17, n. 3, p. 195-217, 2013.

MAHBOOBIN, A.; LOUGHLIN, P. J.; REDFERN, M. S.; SPARTO, P. J. Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 167, n. 2, p. 260–7, 2005.

MAKI, B. E.; EDMONDSTONE, M. A.; MCILROY, W. E. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences,** v. 55, n. 5, p. 270-277, 2000.

MAUERBERG-DECASTRO, E. Developing an "anchor" system to enhance postural Control. **Motor Control**, Washington DC, v.8, p. 339-358, 2004.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; CAROLINA PAIOLI TAVARES, C. P.; FIGUEIREDO, G. A.; PACHECO, S. C. M.; COSTA, T. D. A. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology and Neuroscience**, n. 1979, p. 301–318, 2014.

MAUERBERG-DECASTRO, E. CALVE, T.; VIVEIROS, F. F.; POLANCZYK, S. D.; COZZANI, M. V. Um Tutorial Sobre Percepção Háptica no Controle Postural: Ilustrando o Paradigma "Âncora" e suas Aplicações na Reabilitação e na Atividade Física Adaptada. **Revista da Sociedade Brasileira de Atividade Motora Adaptada**, v. 8, n. 1, p. 1–5, 2003.

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

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

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.

MORAES, R. Controle da postura em idosos: efeitos da informação visual reduzida e da adição de informação háptica (Tese). Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto; 2013.

NORRSELL, U.; BACKLUND, H.; GOTHNER, K. Directional sensibility of hairy skin and postural control. **Experimental Brain Research**, v. 141, n. 1, p. 101–109, 2001.

NORMAN J.F., CRABTREE C. E., NORMAN H. F., MONCRIEF B. K., HERRMANN M., KAPLEY N. Aging and the visual, haptic, and cross-modal perception of natural object shape. **Perception**, v. 35, p. 1383-1395, 2006.

NORMAN J. F., KAPPERS A. M. L., BEERS A. M., SCOTT A. K., NORMAN H. F., KOENDERINK J. J. Aging and the haptic perception of 3D surface shape. **Atten Percept Psychophys**. V. 73, p. 908-918, 2011.

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

PACHECO, S. C. M. Efeitos de pontos de contato corporal e orientação segmentar na sensibilidade háptica durante o uso do sistema âncora em tarefas de controle postural. 2015. 58 f. (Dissertação) - Rio Claro (SP): Universidade Estadual Paulista Júlio De Mesquita Filho, Instituto De Biociências – Rio Claro; 2015.

PAI, Y. C.; MAKI, B. E.; IQBAL, K.; MCILROY, W. E.; PERRY, S. D. Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: A dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 3, p. 387–392, 2000.

PERRACINI, M. R., RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista de Saúde Pública,** v. 36, n.6, p.709-716,2002.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, 88, n. 3, p. 1097-118, Sep 2002.

PHELAN, E. A.; MAHONEY, J. E.; VOIT, J. C.; STEVENS, J. A.. Assessment and Management of Fall Risk in Primary Care Settings. **Medical Clinics of North America,** v. 99, p. 281–293, 2015.

QUADROS JUNIOR, A. C.; SANTOS, R. F.; LAMONATO, A. C. C.; TOLEDO, N. A. S.; COELHO, F. G. M.; GOBBI, S. Estudo do nível de atividade física, independência funcional e estado cognitivo de idosos institucionalizados: análise por gênero. **Brazilian Journal of Biomotricity**, v. 2, n. 1, p. 39-50, 2008.

RANKIN, J. K.; WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; BROWN, L. A. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 3, p. M112-9, 2000.

RILEY, M. A; TURVEY, M. T. Inertial constraints on limb proprioception are independent of visual calibration. Journal of experimental psychology. **Human perception and performance**, v. 27, n. 2, p. 438–455, 2001.

ROGERS, M. W.; WARDMAN, D. L.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Passive tactile sensory input improves stability during standing. **Experimental Brain Research,** v. 136, n. 4, p. 514-22, 2001. **ption and performance**, v. 27, n. 2, p. 438–455, 2001.

SHUMWAY-COOK, A, WOOLLACOTT M. H. Controle postural normal. In: ShumwayCook A, Woollacott MH. **Controle Motor:** teoria e aplicações práticas. 2 ed. Manole; 2003. **ption and performance**, v. 27, n. 2, p. 438–455, 2001.

STEVENS, J. A.; RUDD, R. A. Circumstances and contributing causes of fall deaths among persons aged 65 and older: United States, 2010. **Journal of the American Geriatrics Society,** v. 62, n. 3, p. 470–475, 2014. **ption and performance**, v. 27, n. 2, p. 438–455, 2001.

TROMP, A.M.; SMIT, J. H.; DEEG, D. J.; BOUTER, L. M.;, LIPS, P. Predictors for falls and fractures in the Longitudinal Aging Study Amsterdam. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 13, n.12, p. 1932-1939, 1998. **ption and performance**, v. 27, n. 2, p. 438–455, 2001.

TURVEY, M. T.; BURTON, G.; AMAZEEN, E. L.; BUTWILL, M.; CARELLO, C. Perceiving the width and height of a hand-held object by dynamic touch. **Journal of experimental psychology. Human perception and performance**, v. 24, n. 1, p. 35–48, 1998.

VECCHIA, R. D.; RUIZ, T.; BOCCHI, S. C. M.; CORRENTE, J. E. Qualidade de vida na terceira idade: um conceito subjetivo. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 8, n. 3, p. 246-52, 2005.

VOORRIPS, L. E., RAVELLI, A.C.J., DONGELMANS P.C.A., DEURENBERG, P. STAVEREN WAV. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and Science in Sports & Exercise.** v. 23, n.8, p 974-979,1991.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V. Effect of Light Finger Touch on Postural Sway After Lower- Limb Muscular Fatigue. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. October, p. 1560–1563, 2003.

WARTHON, M. A. Environmental Design: Accommodating Sensory Changes in the Older Adult. In: GUCCIONE, A. A.; WONG, R. A.; AVERS, D. **Geriatric physical therapy**, St. Louis: Elsevier, P. 104-120. 2012.

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

WINTER, D. A. *The biomechanics and motor control of human gait:* Normal, elderly, and pathological. 2 ed. Ontario: Great Britain, 1991, 143p.

YEH, T. T.; CHEN, H. Y. Postural stabilization effects of light touch do not come from axis-specific cues of postural sway: a pilot study. **Perceptual and Motor Skills**, v. 120, n. 1, p. 247–256, 2015.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado (a) Senhor (a),

Meu nome é Jair Araújo Lopes da Silva e sou aluno de mestrado do programa de pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional. Meu telefone para contato é (16) 3602-0359.

Você está sendo convidado (a) a participar da pesquisa intitulada "O aporte no uso de ferramenta não rígida em diferentes segmentos corporais para o controle da postura em idosos". O objetivo principal é analisar o efeito de segurar em cada mão uma linha com um peso de 125 gramas e essa linha amarrada no antebraço e no ombro sobre o equilíbrio na posição em pé de idosos. Esse estudo é importante para saber se o equilíbrio melhora quando segurando a linha em diferentes partes do corpo.

A pesquisa será realizada em um único dia nas dependências do *Laboratório de Biomecânica e Controle Motor* da *Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto* da *Universidade de São Paulo* em data e horário pré-agendado. O tempo de realização da pesquisa é de aproximadamente 90 minutos.

Ao chegar ao laboratório, você será entrevistado (a) para obtermos informação sobre a presença de doenças, ocorrência de quedas nos últimos 12 meses, prática de atividade física e um teste de cognição que consiste de uma lista de perguntas sobre datas, fatos e memória. Na sequência, você realizará um teste de equilíbrio e de andar, em que você irá ficar em pé, dar alguns passos, girar, sentar, levantar e subir e descer degraus. Após essas avaliações iniciais, nós daremos início ao último teste. Nessa parte do experimento, você irá ficar na posição em pé e parado com os pés unidos e um deles posicionado um pouco a frente do outro em todas as tentativas. As tentativas combinarão condições sem a linha, linha segura pela mão (uma em cada mão), linha amarrada no antebraço entre o cotovelo e o punho, e linha amarrada ao redor do ombro. Você irá ficar em pé sobre um aparelho chamado de plataforma de força. Você deverá olhar para um círculo laranja distante 1 metro. Você fará vinte tentativas e cada tentativa terá a duração de trinta segundos.

Não existirão benefícios diretos para você devido à participação nesta pesquisa. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Essa pesquisa implicará em um risco mínimo para a sua saúde. Esse risco envolve a perda de equilíbrio durante o teste. Para minimizar esse risco, uma pessoa ficará posicionada próximo a você o tempo todo. Se você perder o equilíbrio e começar a cair, essa pessoa irá segurá-lo. Se isso acontecer, nós pararemos o teste imediatamente e você será acompanhado (a) pela equipe responsável até que tenha condições de realizar o teste novamente. Em caso de alguma lesão relacionada à pesquisa você terá direito à assistência gratuita. Você será indenizado caso lhe sobrevenha algum dano decorrente da participação na pesquisa.

Durante período integral, antes durante ou depois da pesquisa você tem o direito de questionar qualquer informação ou pedir qualquer outro esclarecimento, bastando para isso entrar em contato, comigo ou com o Conselho de Ética em Pesquisa. Todas as informações sobre a sua identidade, sobre o questionário e sobre os resultados dos testes serão mantidas em sigilo absoluto. As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas a sua identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a sua total privacidade e seu anonimato.

A sua participação nesta pesquisa será voluntária. Você terá o direito de interromper sua participação a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo a você. Os resultados decorrentes de seus testes poderão ser consultados por você quando desejar. Você deve estar ciente também que tenho o direito de excluir seus dados deste estudo no caso de você desistir de participar ou de sua conduta ser inadequada durante o período de realização dos testes. A participação nesta pesquisa não irá te trazer despesas ou custos, caso haja o(a) senhor(a) será reembolsado. O(A) senhor(a) ficará com uma via e eu com a segunda via deste termo de consentimento assinado. Estas vias deverão ser rubricadas e assinadas em todas as páginas por você e por mim.

A sua assinatura nesse documento indicará que você concordou em participar dessa pesquisa de livre e espontânea vontade e permitiu a divulgação dos resultados para fins científicos, preservando sua privacidade e ainda, que ficaram claros os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, os riscos, as garantias de confidencialidade dos dados e de esclarecimento permanente. Fica claro também que a qualquer momento pode desistir de participar desse estudo sem qualquer prejuízo.

Eu, _____ portador do RG nº: _____, residente à _____, nº _____, Complemento: _____ Bairro: _____, Cidade: _____, declaro que tenho _____ anos de idade e acredito estar suficientemente informado, ficando claro para mim que minha participação é voluntária. Concordo em participar, na presente pesquisa sob a responsabilidade de Jair Araújo Lopes da Silva.

Nome completo do participante:
_____

Assinatura do participante: _____

Data:___/___/_____

Nome completo do pesquisador responsável: Jair Araújo Lopes da Silva

Assinatura do pesquisador: _____

Data:___/___/_____

Ribeirão Preto, _____ de _____ de _____

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP, Fone: (16) 3602-0359 e-mail: jairfisioterapia@gmail.com ou Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, Fone: (16) 3602-2228; E-mail: cep@hcrp.fmrp.usp.br

APÊNDICE B - Questionário

Nome: _____

Endereço: _____ Bairro: _____

Cidade/UF: _____ Estatura (m): ___ Massa Corporal (kg): _____ Gênero: ( )M ( )F

Data de Nascimento: __/__/____ Data de Coleta: __/__/____

1) Frequentou a Escola? ( )S ( )N Até que série? _____ Grau? _____ Sabe ler? ( )S ( )N

2) Trabalha? ( )S ( )N Profissão? _____ Ocupação Atual? _____

3) Possui alguma destas dificuldades?

Visual: ( )S ( )N Se sim, usa óculos? ( )S ( )N

Auditiva: ( )S ( )N Se sim, usa aparelho auditivo? ( )S ( )N

Motora: ( )S ( )N Se sim, usa algum aparelho? ( )S ( )N Qual? _____ _____

Outra: ( )S ( )N Qual? _____

4) Utiliza algum dispositivo auxiliar para caminhar? ( )S ( )N Se sim, qual? _____ _____ _____

5) Possui alguns destes problemas de saúde ou agravos?

( ) Pressão arterial elevada ( ) Epilepsia/Convulsões ( ) Neuropatias ( ) Artrite ( ) Diabetes

( ) Doença de Parkinson ( ) AVE ( ) Osteoporose ( ) Outra: _____ ( ) Nenhum

6) Sofreu AVE nos últimos anos? ( )S ( )N ( )NS ( )NR

7) Após o AVE houve alguma modificação na sua saúde?

( ) Fraqueza generalizada ( ) Cansaço ( ) Apatia ( ) Falta de ar ( ) Problemas de memória

( ) Febre ( ) Taquicardia ( ) Dor no peito ( ) Outro: _____ _____

8) Você já teve alguma doença ou sofreu qualquer lesão que tenha afetado o seu equilíbrio?

( )S ( )N Se sim, qual doença ou lesão? _____

9) Quantos medicamentos você ingere diariamente? _____

10) Faz automedicação? ( )S ( )N Qual(is)? _____

11) Faz uso de álcool ou entorpecentes? ( )S ( )N ( )NS – Não sabe ( )NR – Não respondeu

12) Esteve hospitalizado no último ano? ( )S ( )N ( )NS ( )NR Se sim, quanto tempo? _____
_____

Qual o motivo da internação? _____

13) Como você descreve a sua saúde hoje? (Faça um círculo em torno do número correspondente)

1 Insatisfeito 2 Muito pouco satisfeito 3 Pouco satisfeito

4 Mais ou menos satisfeito 5 Muito satisfeito 6 Muitíssimo satisfeito

14) Tem medo ou preocupação em cair? (Faça um círculo em torno do número correspondente)

1 Não 2 Um pouco 3 Moderadamente 4 Muito 5 Extremamente

15) Sofreu alguma queda nos últimos 12 meses? _____ Quantas?

Se sim, quantas? _____ Quando a última queda ocorreu? _____

16) Em que período do dia a última queda ocorreu? ( )Manhã ( )Tarde ( )Noite ( )NS ( )NR

17) Em que local a última queda ocorreu? _____
_____

18) Que movimento realizava no momento dessa queda?

( ) Andava ( ) Levantava ( ) Sentava ( ) Inclinava ( ) Virava ( ) Outro: _____
_____

19) Que atividade realizava no momento dessa queda? _____

20) Qual calçado usava no momento dessa queda? _____
_____

21) Como essa queda ocorreu? ( ) Desequilibrou-se ( ) Os joelhos falsearam ( ) Sentiu-se tonto ( ) Sentiu-se fraco subitamente ( ) Esbarrou em alguém/alguma coisa ( ) Outro: _

22) Nas quatro semanas anteriores à queda, teve algum problema de saúde que o impedisse de realizar as suas tarefas cotidianas (tais como caminhar ou fazer as tarefas domésticas)?

( )S ( )N ( )NS ( )NR

Se sim, com que intensidade?

( ) Ligeiramente ( ) Moderadamente ( ) Muita coisa ( ) Extremamente

23) Essa queda ocorreu após alguma refeição? ( )S ( )N ( )NS ( )NR

24) Houve alteração na quantidade e dose dos medicamentos utilizados a poucos dias antes da queda?

( ) Aumentou a dose ( ) Diminui a dose ( ) Aumentou a quantidade ( ) Diminui a quantidade

( ) Sem alteração ( ) Suspensão ( ) NS ( ) NR

25) No instante da queda, estava usando:

( ) Óculos ( ) Aparelho auditivo ( ) Bengala/muleta ( ) NS ( ) NR

26) Houve alguma lesão como consequência dessa queda? ( )S ( )N ( )NS ( )NR

Se sim, que tipo de lesão? ( ) Fratura ( ) Luxação ( ) Trauma craniano ( ) Escoriação

( ) Contusão ( ) Corte ( ) Outra: _____

27) Houve perda da consciência? ( )S ( )N ( )NS ( )NR

28) Qual parte do corpo você bateu primeiro no chão/mobiliário? _____

29) Houve necessidade de procurar um médico ou serviço de emergência em um hospital?

( )S ( )N

30) Realizava EF na época dessa queda? ( )S ( )N Quantas vezes por semana? ___

31) Se sim, quais EFs realizava? ( ) Caminhada ( ) Corrida ( ) Ginástica geral ( ) Musculação ( ) Dança ( ) Alongamento ( ) Outra: _____

Observações Gerais: _____

_____

NS: não sabe | NR: não respondeu

ANEXO I - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FMRP-USP
RIBEIRÃO PRETO

Ribeirão Preto, 24 de julho de 2014

Ofício nº 2523/2014
CEP/MGV

PROCESSO HCRP nº 6123/2014

Prezados Pesquisadores,

O trabalho intitulado **"O APORTE NO DO USO DE FERRAMENTA NÃO RÍGIDA EM DIFERENTES SEGMENTOS CORPORAIS PARA O CONTROLE DA POSTURA EM IDOSOS" – Versão 2 de 14 de julho de 2014,** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 390ª Reunião Ordinária realizada em 21/07/2014, e enquadrado na categoria: **APROVADO,** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Versão 3 de 14 de julho de 2014 e Material de Divulgação da Pesquisa através de Internet e Rádio.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa. De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Atenciosamente.

DRª MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores
JAIR ARAÚJO LOPES DA SILVA
PROF. DR. RENATO DE MORAES (Orientador)
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

Campus Universitário – Monte Alegre
14048-900 Ribeirão Preto SP

Comitê de Ética em Pesquisa do HCRP e FMRP-USP
FWA-00002733; IRB-00002186 e Registro PB/CONEP nº 5440
(016) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br

www.hcrp.usp.br

ANEXO II - MiniBEST Teste

Nome do examinador _____ Data ____/____/_____

Participante

Avaliação do Equilíbrio – Teste dos Sistemas

Os indivíduos devem ser testados com sapatos sem salto ou sem sapatos e meias.
Se o indivíduo precisar de um dispositivo de auxílio para um item, pontue aquele item em uma categoria mais baixa.
Se o indivíduo precisar de assistência física para completar um item, pontue na categoria mais baixa (0) para aquele item.

1. SENTADO PARA DE PÉ
(2) Normal: Passa para de pé sem a ajuda das mãos e se estabiliza independentemente
(1) Moderado: Passa para de pé na primeira tentativa COM o uso das mãos
(0) Grave: Impossível levantar de uma cadeira sem assistência – OU – várias tentativas com uso das mãos

2. FICAR NA PONTA DOS PÉS
(2) Normal: Estável por 3 segundos com altura máxima
(1) Moderado: Calcanhares levantados, mas não na amplitude máxima (menor que quando segurando com as mãos) OU instabilidade notável por 3 s
(0) Grave: ≤ 3 s

3. DE PÉ EM UMA PERNA

Esquerdo
Tempo (em segundos)
*Tentativa 1:*_____
*Tentativa 2:*_____
(2) Normal: 20 s
(1) Moderado: < 20 s
(0) Grave: Incapaz

Direito
Tempo (em segundos)
*Tentativa 1:*_____
*Tentativa 2:*_____
(2) Normal: 20 s
(1) Moderado: < 20 s
(0) Grave: Incapaz

4. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA FRENTE
(2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo (segundo passo para realinhamento é permitido)
(1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
(0) Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

5. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA TRÁS
(2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo
(1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
(0) Grave: Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

6. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - LATERAL

Esquerdo
(2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
(1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
(0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

Direito
(2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
(1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
(0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

7. OLHOS ABERTOS, SUPERFÍCIE FIRME (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____)*
(2) Normal: 30 s
(1) Moderado: < 30 s
(0) Grave: Incapaz

8. OLHOS FECHADOS, SUPERFÍCIE DE ESPUMA (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____)*
(2) Normal: 30 s
(1) Moderado: < 30 s
(0) Grave: Incapaz

9. INCLINAÇÃO – OLHOS FECHADOS (*Tempo em segundos: _____)*
(2) Normal: Fica de pé independentemente 30 s e alinha com a gravidade
(1) Moderado: Fica de pé independentemente < 30 s OU alinha com a superfície
(0) Grave: Incapaz de ficar de pé > 10 s OU não tenta ficar de pé independentemente

10. MUDANÇA NA VELOCIDADE DA MARCHA
(2) Normal: Muda a velocidade da marcha significativamente sem desequilíbrio
(1) Moderado: Incapaz de mudar velocidade da marcha ou desequilíbrio
(0) Grave: Incapaz de atingir mudança significativa da velocidade E sinais de desequilíbrio

11. ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA – HORIZONTAL
(2) Normal: realiza viradas de cabeça sem mudança na velocidade da marcha e bom equilíbrio
(1) Moderado: realiza viradas de cabeça com redução da velocidade da marcha
(0) Grave: realiza viradas de cabeça com desequilíbrio

12. ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO
(2) Normal: Gira com pés próximos, RÁPIDO (≤ 3 passos) com bom equilíbrio
(1) Moderado: Gira com pés próximos, DEVAGAR (≥ 4 passos) com bom equilíbrio
(0) Grave: Não consegue girar com pés próximos em qualquer velocidade sem desequilíbrio

13. PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS
(2) Normal: capaz de passar sobre as caixas com mudança mínima na velocidade e com bom equilíbrio
(1) Moderado: passa sobre as caixas porém as toca ou demonstra cautela com redução da velocidade da marcha.
(0) Grave: não consegue passar sobre as caixas OU hesita OU contorna

14. "GET UP & GO" CRONOMETRADO COM DUPLA TAREFA *(TUG: ___ s; TUG dupla tarefa ___ s)*
(2) Normal: Nenhuma mudança notável entre sentado e de pé na contagem regressiva e nenhuma mudança na velocidade da marcha no TUG
(1) Moderado: A tarefa dupla afeta a contagem OU a marcha
(0) Grave: Para de contar enquanto anda OU para de andar enquanto conta

ANEXO III – Mini Exame do Estado Mental

Instruções

Agora vou lhe fazer algumas perguntas que exigem atenção e um pouco de sua memória, por favor tente se concentrar para respondê-las.

Orientação espacial - Cada questão vale um ponto – Total: 10 pontos

	Perguntas	**Pontos**
1	Que dia é hoje?	
2	Em que mês estamos?	
3	Em que ano estamos?	
4	Em que dia da semana estamos?	
5	Qual a hora aproximada? (*Considere correta a variação de mais ou menos uma hora)*	
6	Em que local nós estamos? *(consultório, dormitório, sala, apontando para o chão)*	
7	Que local/instituição é este(a) aqui? *(apontando ao redor num sentido mais amplo: hospital, casa de repouso, própria casa)*	
8	Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?	
9	Em que cidade nós estamos?	
10	Em que estado nós estamos?	

Registro – Cada palavra vale um ponto - Total: 3 pontos

11	**Vou dizer três palavras, e você irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO.** *(caso não consiga, repita no máximo três vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa).*	**Pontos**
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Atenção e cálculo – Cada subtração vale um ponto – Total: 5 pontos

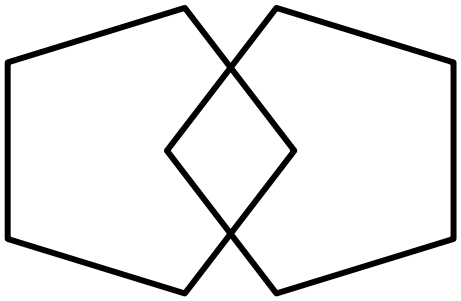
12	**Gostaria que você me dissesse quanto é:** *(Se houver erro corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinando espontaneamente se corrigir)*	**Pontos**
	100 -7	
	93-7	
	86-7	
	79-7	
	72-7	

Memória de evocação – Cada palavra vale um ponto - Total: 3 pontos

13	**Você consegue se lembrar das três palavras que lhe pedi que repetisse agora a pouco?**	**Pontos**
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Linguagem – cada questão vale um ponto - Total: 7

14	*(Mostre um RELÓGIO e peça ao entrevistado que diga o nome).*	
15	*(Mostre uma CANETA e peça ao entrevistado que diga o nome).*	
16.	**Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que repita depois de mim NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ.** *(Considere somente se a repetição for perfeita)*	
17	**Agora pegue este papel com a mão direita. Dobre-o ao meio e coloque-o no chão.**	
	Pega a folha com a mão correta	
	Dobra corretamente	
	Coloca no chão	
18	**Vou lhe mostrar uma folha onde está escrita uma frase. Gostaria que você fizesse o que está escrito.** (Na mesma folha da questão anterior escreva: FECHE OS OLHOS).	
19	**Gostaria que você escrevesse uma frase de sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande.** *(Se não compreender, ajude com: alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer). Não são considerados erros gramaticais ou ortográficos. Escrever no verso da folha.*	
20	**Vou lhe mostrar um desenho, gostaria que você copiasse tentando fazer o melhor possível.** *(Considere apenas se houver 2 pentágonos interseccionados,10 ângulos, formando uma figura de 4 lados ou com 2 ângulos)*	



Total:

ANEXO V - Questionário de Baecke Modificado para Idosos

Nome: _____Data da Coleta: __/__/__

ATIVIDADE DA VIDA DIÁRIA

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?

0. nunca (menos de uma vez por mês)

1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)

2. quase sempre (às vezes com ajudante)

3. sempre (sozinho ou junto com alguém)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?

0. nunca (menos que 1 vez por mês)

1. às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)

2. quase sempre (às vezes com ajuda)

3. sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas vocês faz tarefas domésticas em sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2) _____ _____

4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).

0. nunca faz trabalhos domésticos

1. 1-6 cômodos

2. 7-9 cômodos

3. 10 ou mais cômodos

5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher se respondeu nunca na questão 4). _____

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?

0. nunca

1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)

2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)

3. sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)

0. eu nunca subo escadas

1. 1-5

2. 6-10

3. mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?

0. eu nunca saio

1. carro

2. transporte público

3. bicicleta

4. caminhando

9. Com que freqüência você faz compras?

0. nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)

1. uma vez por semana

2. duas a 4 vezes por semana

3. todos os dias

10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?

0. Eu nunca saio

1. Carro

2. Transporte público

3. Bicicleta

4. Caminhando

ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte?

Esporte 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Esporte 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____