**Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto**

2018

**O efeito da informação háptica adicional no controle da
postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não
caidores) durante a realização de tarefas cognitivas
concomitantes**

Rosangela Alice Batistela

Tese

ROSANGELA ALICE BATISTELA

O efeito da informação háptica adicional no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização de tarefas cognitivas concomitantes

Tese apresentada ao Programa de Pós-
graduação em Reabilitação e
Desempenho Funcional para obtenção
do título de Doutor em Ciências.

Área: Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Versão corrigida após defesa

Ribeirão Preto - SP

2018

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

Batistela, Rosangela Alice

O efeito da informação háptica adicional no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização de tarefas cognitivas concomitantes. Ribeirão Preto, 2018.

118 p. : il. ; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Fisioterapia.

Orientador: Moraes, Renato.

1. Informação Háptica. 2. Tarefas Cognitivas. 3. Controle Postural. 4. Idosos. 5. Quedas.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Rosangela Alice Batistela

Título: O efeito da informação háptica adicional no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização de tarefas cognitivas concomitantes.

*Tese apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Reabilitação e
Desempenho Funcional para obtenção
do título de Doutor em Ciências.*

Area: Fisioterapia

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Debora Bevilaqua Grossi

Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP), Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães

Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades (EACH), Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

Prof. Dr. Sérgio Tosi Rodrigues

Instituição: Faculdade de Ciências (FC), Universidade Estadual Paulista Campus de Bauru

Assinatura: _____

Dedicatória

Dedico esta tese aos três grandes e eternos amores da minha vida, Valdomiro, Magali e Rose, pelo amor e apoio incondicionais a mim dedicados. Gratidão e amor por vocês!

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Renato de Moraes, primeiramente pelo aceite em me orientar, pela excelente orientação durante todo esse processo, pela paciência e dedicação em me ensinar todos os procedimentos científicos relacionados a esta tese de doutorado. Agradeço pela oportunidade e privilégio de trabalhar e aprender com você. Foi um prazer tê-lo como mentor durante esse período de doutorado. Muito obrigada!

Agradeço à Prof. Dra. Alison Oates da Universidade de Saskatchewan, Canadá pela parceria nos artigos dessa tese e pela disponibilidade em me receber caso o doutorado sanduiche desse certo.

Agradeço a todos os integrantes (atuais e antigos) do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), pela convivência e momentos de descontração. Em especial, agradeço à Luciana Oliveira, Andréia Abud e Bruno Bedo, pela ajuda na coleta de dados. Lu, Deia e Nati, agradeço pela amizade, conselhos, risadas e claro pelos vários testes realizados com o VICON, plataformas de força, acelerômetro e por todos os quase infindáveis pilotos até a coleta definitiva dos dados dessa Tese. Agradeço aos técnicos do laboratório, Eduardo Bergonzoni Junqueira e Tenyson Will de Lemos, pela ajuda na coleta de dados, manuseio dos equipamentos e elaboração de rotinas.

Agradeço ao Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago pela amizade e por sempre estar disposto a me ajudar, seja tirando dúvidas com o Matlab, com os procedimentos de coletas e checagem da qualidade dos dados que os equipamentos estavam me fornecendo. Obrigada Preto!

Agradeço aos amigos com os quais compartilhei momentos durante essa jornada do doutorado: Dona Regina, Seu João, Elaine Gosuen, Thiele Libardoni, Luciana Oliveira, Andréia Abud, Natália Rinaldi, Kátia Tanaka, Diandra Favoretto, Jean Silva, Carol Fernandez, Gabriela Pandini, Sueni Vieira, Lariza Oliveira, Carina Pinheiro, Rafaella Costa, Flávia Giolo, Daiane Lazzeri, Ana Paula Pinto, Alisson Rocha, Ana Pratali, Simone Sakagute, dentre outros... Obrigada por tornarem meus dias mais leves e alegres.

Agradeço aos idosos e os adultos jovens, pela participação neste estudo e pela paciência na coleta de dados! Obrigada!

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001, pelo suporte financeiro no decorrer dessa tese.

Resumo

Batistela RA. O efeito da informação háptica adicional no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização de tarefas cognitivas concomitantes [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2018. 118p.

A informação háptica fornecida pelo toque leve (TL) e pelas âncoras reduz a oscilação postural durante a postura em pé. No entanto, não está claro se esse benefício permaneceria na presença de tarefas cognitivas em adultos jovens e em idosos com e sem histórico de quedas. Assim, os objetivos foram: 1) investigar os efeitos das âncoras e de tarefas cognitivas visuais e auditivas no controle postural em adultos jovens em uma tarefa postural desafiadora (Estudo 1); 2) investigar o efeito das dicas hápticas fornecidas pelo TL e pelas âncoras durante a realização de uma tarefa cognitiva visual em idosos com e sem histórico de quedas quando na postura em pé (Estudo 2). Sessenta e quatro indivíduos foram distribuídos em três grupos: adultos jovens (n=20), idosos caidores (n=22) e idosos não caidores (n=22). Para os adultos jovens (Estudo 1), a tarefa consistiu em permanecer em pé em uma trave de equilíbrio com pés distantes na largura dos ombros sem e com o uso das âncoras, sem e com tarefas cognitivas (teste visual de Stroop adaptado e tarefa auditiva de monitoramento de dígitos). Para os idosos (Estudo 2), a tarefa consistiu em permanecer na postura ereta com os pés unidos desempenhando seis condições experimentais combinando dicas hápticas (sem contato, TL e âncoras) e na presença ou ausência da tarefa cognitiva visual (teste visual de Stroop adaptado). Os resultados do estudo 1 mostraram que para os adultos jovens os benefícios do uso das âncoras não foram influenciados pelas tarefas cognitivas. Mesmo em superfície desafiadora, a oscilação postural foi reduzida para facilitar a execução das tarefas cognitivas. Os resultados do estudo 2 revelaram que os idosos com e sem histórico de quedas se beneficiaram igualmente da adição de dicas hápticas. A presença da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural em ambos os grupos. De maneira geral, tanto o TL quanto as âncoras foram eficazes na redução da oscilação postural em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas, sugerindo que a informação háptica foi capaz de beneficiar o controle postural mesmo em condições de tarefas cognitivas, demonstrando que jovens e idosos, particularmente aqueles com histórico de quedas, foram capazes de modular funcionalmente o controle postural de forma a facilitar a execução das tarefas cognitivas.

Palavras chave: Informação háptica; tarefas cognitivas; controle postural; idosos; quedas

Abstract

Batistela RA. The effect of additional haptic information on posture control in young and older adults (fallers and non-fallers) during the performance of concomitant cognitive tasks [thesis]. São Paulo: University of São Paulo, Ribeirão Preto Medical School, 2018. 118p.

Haptic information provided by the light touch (LT) and the anchors reduce the postural sway during upright standing. It is unclear whether this benefit would remain in the presence of cognitive tasks in young and older adults with and without a history of falls. Thus, the aims were: 1) to investigate the effects of the anchors and the visual and auditory cognitive tasks on postural control in young adults in a challenging balancing task (Study 1); 2) to investigate the effect of haptic input provided by LT and anchors while performing a cognitive-visual task in older adults with and without a history of falls when standing upright (Study 2). Sixty-four individuals were divided into three groups: young adults (n=20), faller older adults (n=22) and non-faller older adults (n=22). For the young adults (Study 1), the task consisted in standing upright on a balance beam with feet apart at shoulders width while performing 6 experimental conditions combining the anchors (with or without) and the cognitive tasks (none, the adapted visual Stroop test and the auditory digit monitoring task). For the older adults (Study 2), the task consisted in standing upright with feet together while performing six experimental conditions combining haptic cues (none, LT, and anchors) and the presence/absence of the cognitive-visual task (the adapted visual Stroop test). The results of the study 1 showed that the cognitive tasks did not affect the benefits of the anchors for the young adults. Even on a challenging surface, the postural sway reduced to facilitate the execution of the cognitive tasks. The results of the study 2 revealed that the older adults benefited similarly from the haptic cues, independently their history of falls. The presence of the cognitive-visual task reduced the postural sway in both groups. In general, both LT and anchors were effective to reduce postural sway in young and older (fallers and non-fallers) adults, suggesting that the haptic information was able to benefit the postural control even with cognitive tasks, demonstrating that young and older adults, particularly those with a history of falls, were able to functionally modulate their postural control to facilitate the execution of the cognitive tasks.

Keywords: Haptic information; cognitive tasks; postural control; older adults; falls

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Controle postural e envelhecimento: o problema das quedas	4
1.2. Controle postural combinado com adição de dicas hápticas.....	6
1.3. Controle postural combinado com tarefas cognitivas visual e auditiva.....	9
1.4. Melhora no controle postural com tarefas cognitivas e dicas hápticas: Hipótese da integração funcional ou automaticidade da ação?	13
1.5. Justificativas	20
2. OBJETIVOS E HIPÓTESES	22
3. ESTUDO 1	23
3.1. <i>Métodos - Estudo 1 (Adultos jovens)</i>	23
3.1.1 Participantes	23
3.1.2. Procedimentos	23
3.1.3. Análise dos dados.....	26
3.2. <i>Resultados - Estudo 1</i>	29
3.2.1. Caracterização da amostra.....	29
3.2.2. Tempo para contato.....	31
3.2.3. Margem de estabilidade dinâmica.....	32
3.2.4. RMS do movimento da Cabeça.....	33
3.2.5. Área da elipse	35
3.2.6. Erros na tarefa cognitiva	36
3.3. <i>Discussão – Estudo 1</i>	36
3.3.1. Independentemente, as âncoras e as tarefas cognitivas reduziram a oscilação postural	37
3.3.2. O uso das âncoras não influenciou o desempenho nas tarefas cognitivas	38
3.3.3. Limitações	38
3.4. <i>Conclusões - Estudo 1</i>	39
4. ESTUDO 2	40
4.1. <i>Métodos – Estudo 2 (Idosos)</i>	40
4.1.1. Participantes	40
4.1.2. Procedimentos	41
4.1.3. Análise dos dados.....	43
4.1.4. Análise estatística.....	45
4.2. <i>Resultados – Estudo 2</i>	46
4.2.1. Características da amostra.....	46
4.2.2. Tempo para contato (TpC)	50

4.2.3. Margem de Estabilidade Dinâmica	51
4.2.4. Centro de pressão	53
4.2.5. Força.....	54
4.2.6. Desempenho da tarefa cognitiva	55
4.3. <i>Discussão - Estudo 2</i>	55
4.3.1. Tanto os idosos caidores quanto os não-caidores se beneficiaram igualmente das dicas hápticas adicionais.....	56
4.3.2. A presença da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural em ambos os grupos	58
4.3.3. A presença da tarefa cognitiva-visual aumentou a força aplicada nas condições de dicas hápticas.....	60
4.3.4. Limitações	61
4.4. <i>Conclusões - Estudo 2</i>	61
5. DISCUSSÃO GERAL.....	62
5.1. A estabilização da cabeça no espaço é importante para a realização da tarefa cognitiva auditiva em adultos jovens.....	62
5.2. Idosos caidores são capazes de modular sua oscilação postural para atender aos objetivos da tarefa cognitiva visual	63
5.3. <i>Implicações clínicas e práticas</i>	64
6. REFERÊNCIAS	66
APÊNDICE 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (adultos jovens).....	79
APÊNDICE 2 – Anamnese (Adultos jovens).....	82
APÊNDICE 3 - Questionário de Quedas.....	83
APÊNDICE 4 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (idosos com e sem histórico de quedas).....	85
APÊNDICE 5 - Teste de Stroop (MACLEOD, 1991).....	88
APÊNDICE 6 – Anamnese (idosos com e sem histórico de quedas).....	89
ANEXO 1 - Aprovação do Comitê de Ética.....	90
ANEXO 2 - Questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE et al., 1982)	91
ANEXO 3 - Mini Exame do Estado Mental (FOLSTEIN et al., 1975; BRUCKI et al., 2003).....	94
ANEXO 4 - Teste de trilhas: Partes A e B (TOMBAUGH, 2004)	96
ANEXO 5 - Teste de sensibilidade plantar e palmar (LEHMAN, et al., 1993).....	99
ANEXO 6 - Versão traduzida para o Português (Brasil) do MiniBESTest (MAIA et al., 2013)	100
ANEXO 7. Questionário Modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1997)	103
ANEXO 8 – Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971)	105

Lista de Figuras

Figura 1. Ilustração das seis condições experimentais realizadas pelos adultos jovens. A) sem âncoras, sem tarefa cognitiva visual; B) com âncoras, sem tarefa cognitiva visual; C) sem âncoras, com tarefa cognitiva visual; D) com âncoras, com tarefa cognitiva visual; E) sem âncoras, com tarefa cognitiva auditiva; F) com âncoras, com tarefa cognitiva auditiva.....26

Figura 2. (A) Ilustração do sentido do vetor da velocidade do COM (*COM*) utilizado para calcular a margem de estabilidade dinâmica (MED) e o tempo para contato (TpC) nas direções AP e ML. As linhas pontilhadas indicam as margens anterior, posterior, direita e esquerda da base de suporte, assim como os vetores da velocidade do COM no sentido AP e ML apontando para essas margens. (B) Representação dos vários valores mínimos da série temporal do TpC (abaixo de 40 s) considerados para determinação do TpC AP e ML. (C) Média e erro padrão da média para os valores médios do tempo para contato (TpC) na direção AP. *diferença estatisticamente significativa para tarefa cognitiva (ver texto para os valores exatos do p).....32

Figura 3. Ilustração da posição do centro de massa extrapolado (XcoM), representado pela linha mais grossa, e dos limites da base de suporte, representados pelas linhas mais finas, nas direções AP (A) e ML (B). As setas indicam a margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação aos limites da base de suporte anterior e posterior (AP) e dominante e não-dominante (ML). Média e erro padrão da média para o RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (C), posterior (D), dominante (E) e não-dominante (F). *diferença estatisticamente significativa para tarefa (ver texto para os valores exatos do p).....34

Figura 4. Média e erro padrão da média para o *root mean square* (RMS) do movimento da cabeça para cada condição cognitiva nas direções AP (A), ML (B) e vertical (C) * indica diferença estatisticamente significativa entre tarefas cognitivas.35

Figura 5. Média e erro padrão da média para a área da elipse nas condições de âncora (A) e de tarefa cognitiva (B). *diferença estatisticamente significativa para tarefa **diferença estatisticamente significativa para condição (ver texto para os valores exatos do p).....36

Figura 6. As imagens ilustram os dispositivos de toque leve (A) e âncoras (B).....43

Figura 7. (A) Ilustração do sentido do vetor da velocidade do COM (*COM*) utilizado para calcular a margem de estabilidade dinâmica (MED) e o tempo para contato (TpC) nas direções AP e ML. As linhas pontilhadas indicam as margens anterior, posterior, direita e esquerda da base de suporte, assim como os vetores da velocidade do COM no sentido AP e ML apontando para essas margens. (B) Representação dos vários valores mínimos da série temporal do TpC (abaixo de 40 s) considerados para determinação do TpC AP e ML. (C) Média e erro padrão da média para os valores médios do tempo para contato (TpC) na direção AP. (D) Média e erro padrão da média para os valores médios do TpC na direção ML. *diferença estatisticamente significativa para condição.....50

Figura 8. Ilustração da posição do centro de massa extrapolado (XcoM), representado pela linha mais grossa, dos limites das bases de suporte, representados pelas linhas mais finas, nas direções AP (A) e ML (B). As setas indicam a margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação aos limites da base de suporte anterior e posterior (AP) e direita e esquerda (ML). Média e erro padrão da média para o RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (C), posterior (D), direita (E) e esquerda (F). Média e erro padrão da média para o

RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (G) e posterior (H) para cada tarefa. *diferença estatisticamente significativa para condição **diferença estatisticamente significativa para tarefa.52

Figura 9. Média e erro padrão da média para a amplitude média de oscilação nas condições de informação háptica nas direções AP (A) e ML (B) e a interação entre condição e tarefa (C). Média e erro padrão da média para a velocidade média de oscilação nas condições de informação háptica nas direções AP (D) e ML (E). Média e erro padrão da média para a frequência a 80% nas condições de informação háptica nas direções AP (F) e ML (G) e nas condições de tarefa cognitiva-visual (H).54

Figura 10. Média e erro padrão da média para a força média aplicada nas condições de TL e âncoras (A). Média e erro padrão da média para a força média aplicada nas condições com e sem tarefa cognitiva-visual (B). Média e erro padrão da média para o RMS da força vertical aplicada nas condições de TL e âncoras (C). Média e erro padrão para o RMS da força vertical aplicada nas condições de interação entre condição e grupo (D). *diferença estatisticamente significativa para condição **diferença estatisticamente significativa para tarefa † diferença estatisticamente para grupos (ver texto para os valores exatos do p)55

Lista de Tabelas

Tabela 1. Médias e desvios padrão da idade, das características antropométricas, da acuidade visual nos olhos direito e esquerdo, do nível de atividade física e dos desempenhos na tarefa visual e auditiva na posição sentado e na postura ereta.....30

Tabela 2. Resultados estatísticos para os efeitos principais e de interação da MANOVA e as univariadas para o tempo para contato (TpC) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), *root mean square* (RMS) da margem de estabilidade dinâmica (MED) relativa a todos os quatro limites da base de suporte (anterior, posterior, dominante e não-dominante) e movimento da cabeça nas direções AP, ML e vertical. Os resultados da ANOVA para a área de elipse também são apresentados.31

Tabela 3. Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos parâmetros antropométrico e clínicos dos participantes.....47

Tabela 4. Resultados estatísticos para efeitos principais e de interação da MANOVA e ANOVA univariada[§] para o tempo para contato (TpC) nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), *root mean square* (RMS) da margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação a todos os quatro limites da base de suporte (anterior, posterior, direita e esquerda), variáveis do centro de pressão nas direções AP e ML (amplitude média de oscilação, AMO | velocidade de oscilação média, VMO) e força vertical aplicada na superfície de suporte ou nos cabos das âncoras. Os valores de p em negrito indicam os efeitos significativos.....48

1. INTRODUÇÃO

É raro a postura ereta ser mantida sem nenhum outro objetivo simultâneo, pois quando em pé, é usual a realização de outras tarefas como olhar, ouvir ou ler coisas, conversar ou manipular objetos (STOFFREGEN, 2016). O desempenho de tarefas simultâneas acontece frequentemente no dia-a-dia (i.e., parado lendo um jornal ou parado ouvindo música). Uma quantidade substancial de estudos tem documentado a relação entre controle postural e tarefas não-posturais concomitantes. Alguns estudos (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; JAMET et al., 2004; VUILLERME; ISABLEU; NOUGIER, 2006) mostraram que realizar uma tarefa cognitiva levou a um aumento da oscilação postural, o que é interpretado como deterioração no controle postural devido à competição por recursos atencionais entre as duas tarefas (HUXHOLD et al., 2006). Outros estudos mostraram uma redução na oscilação postural sob condições de tarefa cognitiva visual (HUXHOLD et al., 2006; PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007) e auditiva (POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b; RICHER et al., 2017; RICHER; POLSKAIA; LAJOIE, 2017). Reduções na oscilação postural também foram observadas com o uso das dicas hápticas pelo toque leve (TL) e pelas âncoras (BALDAN et al., 2014; MAUERBERG DE-CASTRO et al., 2014). O TL do dedo indicador em uma superfície rígida ou não rígida (VUILLERME; ISABLEU; NOUGIER, 2006; CHEN; TSAI, 2015; ARORA et al., 2017) e as âncoras hápticas onde pequenas cargas são ligadas a cordas (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014), são dispositivos comuns usados para adicionar sinais táteis. Outros estudos ainda observaram que a dica háptica fornecida pelo TL da ponta do dedo em uma superfície rígida não só reduziu a oscilação postural como melhorou o desempenho em uma tarefa de busca visual (CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). Esses autores têm sugerido que a oscilação postural é integrada e, portanto, reduzida de maneira funcional para cumprir o objetivo da tarefa visual em adultos

jovens e idosos (CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). Essa hipótese é chamada de integração funcional e sugere que a oscilação postural é modulada adaptativamente para facilitar o desempenho de outras tarefas não-posturais (isto é, uma tarefa suprapostural).

Embora esses estudos sugiram a existência de uma sinergia funcional entre a postura e as tarefas perceptivo-cognitivas com modulação da oscilação postural para atender ao objetivo da tarefa cognitiva (BONNET; BAUDRY, 2016; BONNET et al., 2017), um aspecto a considerar é o nível de dificuldade da tarefa postural. Mauerberg-deCastro et al. (2012, 2014) mostraram que adultos jovens com e sem deficiência intelectual usavam as âncoras para reduzir a oscilação postural quando estavam em pé em uma trave de equilíbrio. Oullier et al. (2004) mostraram que, mesmo em uma trave de equilíbrio, adultos jovens acoplaram seu movimento ao movimento de uma sala móvel, sugerindo que a redução na superfície de apoio não afeta a interação com o estímulo visual. Entretanto, não está claro, se os indivíduos demonstrariam integração funcional, diminuindo a oscilação postural em pé em uma postura desafiadora (ou seja, em uma trave de equilíbrio) e realizando uma tarefa visual na presença das âncoras hápticas.

Além disso, diferentes estudos mostraram que uma tarefa auditiva (DEVITERNE et al., 2005; RICHER et al., 2017) também pode diminuir a oscilação postural. Tem sido sugerido que a automaticidade pode explicar o efeito da tarefa auditiva com base na ideia de que uma tarefa auditiva desloca o foco de atenção para o ambiente, o que garante um modo automático e mais eficiente de controle postural (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; RICHER et al., 2017). Estudos prévios comparando tarefas visuais e auditivas mostraram uma maior redução da oscilação postural com o uso de tarefas visuais em comparação com tarefas auditivas (POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b). A diferença entre as modalidades sensoriais é provavelmente devido ao fato de que a tarefa visual exige um apoio visual estável adicional do cenário circundante para detectar a informação necessária

(POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b). Uma tarefa de equilíbrio desafiadora tem o potencial de influenciar a diferença entre as modalidades sensoriais, já que uma base de apoio reduzida pode ser desestabilizadora o suficiente para prejudicar a execução das tarefas cognitivas. Assim, a redução da oscilação postural deve ser semelhante entre as modalidades sensoriais quando em pé na trave de equilíbrio. No entanto, ainda não está completamente elucidado o efeito combinado das âncoras e das tarefas cognitivas visuais e auditivas no controle postural de adultos jovens em uma tarefa de equilíbrio desafiadora.

Recentemente, Chen et al. (2015) utilizando não apenas uma tarefa de busca visual, mas também a realização simultânea do TL durante uma tarefa postural em adultos jovens, verificaram que tanto o TL quanto a tarefa visual reduziram a oscilação postural e que a precisão da busca visual melhorou com o TL. Esses resultados revelam que houve uma modulação na oscilação postural para facilitar a execução da tarefa não-postural, suportando a hipótese de integração funcional. Embora Chen et al. (2015) tenham reportado modulação na oscilação postural diante da realização de uma tarefa visual com o TL, não se sabe se essa redução na oscilação postural também ocorreria em adultos jovens durante a execução simultânea de uma tarefa auditiva com o uso das âncoras, especialmente com a utilização de uma tarefa postural mais desafiadora em uma trave de equilíbrio.

Chen et al. (2018) replicaram o estudo de Chen et al. (2015) em idosos sem histórico de quedas e observaram uma redução na oscilação postural realizada com o intuito de facilitar o desempenho na tarefa de busca visual. Contudo, permanece desconhecido se idosos, particularmente aqueles com histórico de quedas (isto é, caídores), seriam capazes de modular o controle postural e integrar as dicas hápticas enquanto estão em pé realizando uma tarefa cognitiva visual. Sabe-se que idosos caídores têm déficits de equilíbrio (OVERSTALL et al., 1977; THAPA et al., 1997; LORD et al., 2007; RINALDI; MORAES, 2016; SANTOS; ABREU; MORAES, 2018), o que poderia impedi-los de reduzir a oscilação postural para

realizar com sucesso as tarefas não-posturais. Dessa forma, entender o comportamento postural adotado pelos idosos caídores, ampliaria a compreensão da hipótese de integração funcional nessa população. Esse entendimento contribuiria para o desenvolvimento de melhores procedimentos de intervenção, prevenção e reabilitação relacionados aos problemas do equilíbrio nessa população. Nesse contexto, as perguntas que se pretende responder na presente Tese são: (1) O uso das dicas hápticas no controle postural seriam influenciados pelas condições de tarefas cognitivas? (2) A oscilação postural seria reduzida para facilitar a execução das tarefas cognitivas? (3) No caso de ficar em pé sobre uma trave de equilíbrio, a integração funcional contribuiria para reduzir a oscilação postural a fim de facilitar a realização de uma tarefa visual ou auditiva em adultos jovens? (4) Idosos com e sem histórico de quedas podem integrar funcionalmente dicas hápticas adicionais enquanto estão de pé realizando uma tarefa cognitiva-visual?

Nos próximos tópicos serão apresentados estudos relacionados às modificações no controle postural em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas; controle postural combinado com tarefas cognitivas; controle postural combinado com adição de informação háptica; a melhora no controle postural combinado com tarefas cognitivas e adição de informação háptica, com base nas hipóteses da integração funcional e da automaticidade da ação; e o último tópico, as justificativas que subsidiaram essa Tese.

1.1. Controle postural e envelhecimento: o problema das quedas

Declínios em graus variados nos sistemas sensório-motores, decorrentes do processo de envelhecimento, são as principais causas dos déficits de equilíbrio, deterioração no controle postural e, conseqüentemente, aumento da incidência de quedas nessa população (HUXHOLD et al., 2006; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006; LACOUR; BERNARD-DEMANZE; DUMITRESCU; 2008; OLIVEIRA et al., 2008; BOISGONTIER et al., 2013;

BALDAN et al., 2014; BOREL; ALESCIO-LAUTIER, 2014). As quedas constituem um sério problema de saúde pública devido à sua frequência, sendo que um terço dos idosos com 65 anos ou mais e 50% acima de 75 anos caem pelo menos uma vez por ano e 13% caem duas vezes ou mais ao ano (PERRACINI; RAMOS, 2002), tendo como consequência fraturas, hospitalização e muitas vezes o óbito (SATTIN, 1992; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; LACOUR; BERNARD-DEMANZE; DUMITRESCU, 2008; MONTERO-ODASSO et al., 2012). Cerca de 60 a 70 % dos idosos que sofreram uma queda apresentam riscos mais elevados para cair no ano subsequente. Em torno de 20% a 30% desses idosos caidores (com mais de duas quedas por ano) e que sofreram alguma lesão, apresentarão redução da mobilidade, da independência funcional e aumento do risco de morte prematura (KING; TINNETTI, 1996; KANNUS et al., 1999).

Idosos caidores quando comparados aos não caidores, apresentam alterações mais acentuadas no sistema somatossensorial e maiores oscilações posturais com aumento crítico nos deslocamentos médio-lateral do centro de pressão (DICKSTEIN; SHUPERT; HORAK, 2001; DICKSTEIN; PETRARKA; HORAK, 2003; MELZER et al., 2004; TREMBLAY et al., 2004; MELZER et al., 2010; MAKIZAKO et al., 2013). Além desses, outros fatores podem ser determinantes no aumento do número de quedas desses idosos, como presença de declínio cognitivo com piores desempenhos nos testes de funções executivas, atenção, abstração e memória (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; ZHENG et al., 2012; SHORER et al., 2013).

O estudo dos mecanismos e comportamentos relacionados à ocorrência de quedas em idosos tem recebido atenção de pesquisadores de diferentes áreas. Em relação ao controle postural, uma quantidade substancial de estudos investigou o paradigma da tarefa dupla, que permite avaliar a relação entre o controle postural e uma tarefa não-postural concomitante

(HUXHOLD et al., 2006; PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007; VUILLERME; ISABLEU; NOUGIER, 2006; CHEN; TSAI, 2015; CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). No entanto, os resultados são divergentes, especialmente em idosos. Dessa forma, as alterações perceptivas, motoras e cognitivas que ocorrem em idosos devem ser mensuradas para entender os mecanismos e comportamentos que caracterizam e diferenciam idosos com histórico de quedas (i.e., caidores) e idosos sem histórico de quedas (i.e., não caidores).

Além disso, para entender as modificações que ocorrem no controle postural dos idosos, em especial idosos com histórico de quedas, é preciso ir além da utilização de medidas tradicionais como o deslocamento do centro de pressão (COP). É preciso utilizar medidas mais diretas de estabilidade dinâmica, incluindo a relação da posição do centro de massa (COM), sua velocidade e os limites da base de suporte. A partir da análise do centro de massa extrapolado (HOF; GAZENDAM; SINKE, 2005) é possível captar o efeito combinado da posição, velocidade e altura do COM, de forma a identificar a posição do centro de massa extrapolado em relação aos limites da base de suporte (i.e., a margem de estabilidade dinâmica - MED). Além disso, uma medida relevante para mensurar a estabilidade é o tempo para contato (TpC). Essa medida de estabilidade incorpora os aspectos espaciais e temporais de oscilação postural combinando a informação sobre a cinemática instantânea do COM para prever o tempo futuro em que o COM entrará em contato com os limites da base de apoio (HASSON et al., 2008). Essas diferentes medidas são usadas, pois acredita-se serem mais adequadas para elucidar o efeito das tarefas cognitivas no controle postural de adultos jovens e de idosos com e sem histórico de quedas, especialmente com o uso de dicas hápticas.

1.2. Controle postural combinado com adição de dicas hápticas

As dicas hápticas obtidas por um objeto em contato com as mãos e dedos fornecem

informações sobre a posição do corpo em relação à superfície de apoio com base na posição e orientação dos braços e informações cutâneas dos dedos (JEKA; LACKNER, 1994; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001; CHEN; TSAI, 2015; CHEN et al., 2015) obtidas por meio da exploração ativa e envolve a detecção de estímulos com padrões espaço-temporais complexos, do ambiente estável ou em movimento, proporcionando informações a respeito da forma, textura, movimento e forças (inerciais, gravitacionais e de aceleração). Essas informações são obtidas por meio da integração de *inputs* de receptores cinestésicos (mecanorreceptores musculares e articulares) e cutâneos (MAUERBERG-DeCASTRO et al., 2014). Os dispositivos comuns usados para adicionar sinais táteis incluem o TL do dedo indicador em uma superfície rígida ou não rígida (VUILLERME; ISABLEU; NOUGIER, 2006; CHEN; TSAI, 2015; ARORA et al., 2017) e as âncoras (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). As âncoras consistem em segurar um cabo flexível em cada mão com uma carga leve na outra extremidade que fica no chão, enquanto mantém o cabo esticado sem levantar as cargas do chão.

Estudos mostram que adultos jovens e idosos podem reduzir a oscilação postural com a adição de dicas hápticas (FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; BALDAN et al., 2014; MORAES et al., 2018) fornecidas pelo TL ou pelas âncoras (BALDAN et al., 2014; MAUERBERG DE-CASTRO et al., 2014; CHEN; TSAI, 2015; CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018; MORAES et al., 2018). Estudos que utilizaram o paradigma do TL da ponta do dedo indicador (i.e., aplicação de força $< 1\text{N}$ sendo insuficiente para promover um suporte mecânico) observaram redução da oscilação corporal (JEKA; LACKNER, 1994; RILEY et al., 1999; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001; BALDAN et al., 2014), especialmente quando outros sistemas sensoriais não estavam disponíveis ou totalmente funcionais (olhos fechados, reduzida acuidade visual, perda vestibular, dentre outros) como no caso dos idosos (FREITAS; PRADO; DUARTE, 2005; BALDAN et al.,

2014). Da mesma forma, os benefícios com o uso de dicas hápticas pelas âncoras foram evidenciados em adultos jovens (MAUERBERG-DECASTRO, 2004), crianças (CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2005), adultos jovens com deficiência intelectual (POLANCZYK, et al., 2007; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010, MAUERBERG-DECASTRO et al., 2012) idosos (MORAES; MAUERBERG-DeCASTRO, 2009; DASCAL et al., 2012; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013) e em superfícies desafiadoras como em uma trave de equilíbrio (MAUERBERG-DeCASTRO et al., 2014). As âncoras permitem que o Sistema Nervoso Central (SNC) expanda a referência espacial criada pela resistência da carga apoiada no solo e adquira informações hápticas relacionadas à oscilação corporal através das mudanças na tensão dos cabos. Essas mudanças de tensão são captadas pelos receptores táteis das mãos e pelos receptores musculares e articulares do membro superior. Esta entrada háptica é integrada com outras fontes sensoriais pelo SNC e, assim, reduz a oscilação postural durante a posição ortostática (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014).

Particularmente, os estudos que se utilizaram de dicas háptica por meio das âncoras durante o controle postural de idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; DASCAL et al., 2012; FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; SANTOS et al., 2015; PEREIRA; MORAES, 2017), observaram que o uso dessa ferramenta não rígida reduziu a oscilação corporal, independentemente da presença ou não de visão (SANTOS et al., 2015) e independente da presença de fadiga (PEREIRA; MORAES, 2017). Os benefícios das âncoras no controle postural foram atrelados às possibilidades de movimentos permitidos pelos cabos flexíveis, onde a interação dinâmica entre as tensões variadas desses cabos e os ajustes contínuos de puxar com as mãos e as oscilações do corpo possibilitam importante fonte da informação háptica a qual é integrada pelo sistema postural para reduzir a oscilação corporal. Além disso, as âncoras incorporam um número maior de graus de liberdade,

possibilitando que movimentos exploratórios sutis sejam realizados com as mãos em busca de informações do meio ambiente através do contato das mãos, com os cabos e com a superfície de suporte fornecendo a orientação espacial do corpo em relação ao ambiente (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014; SANTOS et al., 2015). No entanto, o fato das âncoras incorporarem um número maior de graus de liberdade do que o paradigma do toque leve, as torna mais desafiadoras pela demanda de controlar os graus de liberdade (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014; MORAES et al., 2018). O TL, por sua vez, por ser realizado em uma superfície restrita e estável através do toque do dedo indicador apresenta um número limitado de graus de liberdade de movimentos durante a tarefa postural.

Em relação ao uso das dicas hápticas pelo TL em uma superfície rígida, poucos estudos investigaram em idosos, especialmente naqueles com déficits de equilíbrio (BALDAN et al., 2014), como é o caso de idosos com histórico de quedas. Contudo, foi observado efeitos benéficos do TL na redução da oscilação postural em idosos (TREMBLAY et al., 2004; BACCINI et al., 2007; CHEN et al., 2018). Reginella et al. (1999) reportaram que embora os idosos oscilassem mais que os adultos jovens, o TL não foi utilizado de forma diferenciada entre esses grupos. Assim, pode-se observar que os resultados são convergentes quanto à eficácia do TL no controle postural de idosos; entretanto é necessário expandir o efeito do TL para idosos com histórico de quedas.

Embora os efeitos do TL e das âncoras na redução da oscilação postural tenham sido amplamente observados e replicados (BALDAN et al., 2014; CHEN; TSAI, 2015), ainda não estão bem compreendidos os mecanismos existentes na interação entre controle postural e as dicas hápticas durante a realização de tarefa suprapostural simultânea (CHEN; TSAI, 2015).

1.3. Controle postural combinado com tarefas cognitivas visual e auditiva

Embora a relação entre controle postural e cognição esteja bem documentada na

literatura, os resultados permanecem ambíguos. Alguns pesquisadores têm observado que a oscilação postural diminui durante o desempenho de tarefas cognitivas concomitantes (HUXHOLD et al., 2006; RILEY; BAKER; SCHMIT, 2003; SWAN; OTANI; LOUBERT, 2007), enquanto outros têm verificado um aumento na oscilação postural em condição de tarefa cognitiva (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; PELLECCIA, 2003; JAMET et al., 2004; HUXHOLD et al., 2006). Os resultados divergentes podem ser, em parte, devido às características das tarefas cognitivas empregadas, bem como os efeitos da utilização de resposta verbal nessas tarefas durante o controle postural. Estudos mostram que a musculatura envolvida no controle da respiração também está envolvida no controle postural (YARDLEY et al., 1999; SMOLDERS; DOUMAS; KRAMPE, 2010). Portanto, o controle postural pode ser prejudicado pela necessidade de coordenar respiração e articulação verbal (YARDLEY et al., 1999; DAULT; YARDLEY; FRANK, 2003).

Em uma parcela importante dos estudos, tarefas visuais e auditivas revelaram ser eficazes na redução da oscilação postural de adultos jovens e idosos (STOFFREGEN et al., 2000; POLSKAIA et al., 2015; POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b; RICHER et al., 2017). Stoffregen et al. (2000) verificaram o impacto de duas tarefas visuais (inspeção vs. busca) com diferentes demandas perceptivo-motoras durante o controle postural de adultos jovens. A tarefa de inspeção consistiu em inspecionar um alvo em branco, enquanto que a tarefa de busca consistiu em procurar e contar a frequência de letras em um bloco de texto. A tarefa de busca reduziu significativamente a oscilação postural em comparação à tarefa de inspeção de um alvo. Oullier e colaboradores (2004) testaram o controle postural de adultos jovens em uma trave de equilíbrio durante a realização de tarefas visuais de olhar um alvo e rastrear um alvo. Os adultos jovens apresentaram acoplamento do movimento da cabeça com o movimento da sala móvel de modo mais forte e mais estável

com a tarefa visual de rastreamento de um alvo do que quando olharam para o alvo mesmo em uma trave de equilíbrio. Huxhold et al. (2006) verificaram que a tarefa cognitiva visual fácil (visualização de uma série de dígitos na tela do computador) reduziu a oscilação postural em adultos jovens e idosos, mas à medida que a dificuldade da tarefa cognitiva aumentou (condições de memória) a oscilação postural aumentou em idosos. Baseando-se no estudo de Stoffregen et al. (2000) e utilizando-se de tarefas visuais semelhantes (busca vs. inspeção), Prado e colaboradores (2007) avaliaram o impacto destas tarefas cognitivas apresentadas em distâncias variadas no controle postural em adultos jovens e idosos. A tarefa de busca visual reduziu significativamente a oscilação postural quando comparada a tarefa de inspeção visual em ambos os grupos. Mais interessante, durante a execução de buscas visuais, os idosos exibiram maior quantidade de oscilação do corpo, bem como níveis mais baixos de desempenho de busca visual em comparação com adultos jovens. Apesar do aumento geral da oscilação postural com o envelhecimento, a redução na oscilação postural observada durante a tarefa de busca visual revelou um comportamento que pareceu ser independente do envelhecimento, ou seja, uma modulação da oscilação em relação às tarefas supraposturais. A partir desses resultados, os autores destacaram a necessidade de determinar se os déficits posturais em idosos, especialmente com histórico de quedas não apenas aumentariam a oscilação postural, mas também interromperiam essa modulação na oscilação específica da tarefa.

Empregando uma tarefa cognitiva auditiva, Polskaia e colegas (2015) compararam o efeito dos focos de atenção internos e externos a uma tarefa cognitiva auditiva (contando silenciosamente o número total de vezes que um único dígito foi verbalizado em uma sequência de 3 dígitos composta por 30 números) no controle postural de adultos jovens. A realização da tarefa cognitiva auditiva simultânea resultou em postura mais estável do que as duas condições de foco (interno e externo). Polskaia e Lajoie (2016a, 2016b) avaliaram o

impacto da tarefa cognitiva com complexidade variada e modalidade sensorial (visual vs. auditiva) no controle postural em adultos jovens. As tarefas cognitivas foram apresentadas tanto de forma auditiva (contar a ocorrência de uma ou duas letras e repetir uma sequência de palavras) quanto visualmente (contar a ocorrência de um ou dois números). De maneira geral, ambos os estudos observaram redução na oscilação postural quando as tarefas cognitivas foram apresentadas visualmente comparadas à apresentação auditiva das tarefas cognitivas. Esses resultados demonstraram que as características cognitivas das tarefas podem interagir de forma diferente com o controle postural.

Bonnet e Baudry (2016) e Bonnet et al. (2017) identificaram que a tarefa de visão ativa (i.e., tarefas visuais que envolvem o desvio preciso do olhar em direção a alvos; e tarefas que envolvem visualização livre ou de busca de uma imagem dentro de um alvo, respectivamente) e o controle postural são dependentes de sinergias entre esses sistemas. Os resultados mostraram que quanto mais difíceis as tarefas de visão, maiores foram as reduções na oscilação postural em adultos jovens. Isso ressalta que os comportamentos visuais e posturais parecem estar funcional e cognitivamente ligados na tarefa de busca desafiadora. Eles concluíram que o SNC pode ser mais engajado para realizar um controle visual-postural direcionado por objetivos em tarefas visuais precisas do que na tarefa de controle de visão livre.

Richer et al. (2017) investigaram os efeitos do foco atencional (interno e externo) e das tarefas cognitivas auditivas (contar e simultaneamente somar um ou dois dígitos em uma série de números de três dígitos) na oscilação postural de adultos jovens. Os resultados mostraram que o foco externo levou a redução na oscilação postural, mas que as tarefas cognitivas auditivas levaram a uma redução adicional quando comparadas às condições controle e de foco interno. Além disso, a velocidade de oscilação aumentou nas condições de tarefas cognitivas auditivas e a frequência de oscilação aumentou na direção ML somente na

tarefa cognitiva mais difícil. Similarmente ao estudo anterior, porém em idosos, Richer, Polskaia e Lajoie (2017) examinaram o efeito do foco atencional e de uma tarefa cognitiva contínua (contagem silenciosa da ocorrência de um único dígito em uma sequência numérica de 3 dígitos) no controle postural. Os resultados demonstraram que a tarefa cognitiva aumentou a estabilidade em oposição às condições de foco interno e externo, como evidenciado por uma redução na área de oscilação e na variabilidade de oscilação nas direções AP e ML e um aumento na frequência média de oscilação na direção AP. Isso sugere que idosos saudáveis foram capazes de desviar a atenção do controle postural para permitir que um tipo de controle mais automático surgisse. Pesquisas futuras devem examinar o efeito de uma tarefa cognitiva em indivíduos com medo de cair ou idosos frágeis, que podem não ser capazes de remover de forma flexível a atenção do controle postural.

Em síntese, pode-se inferir que as ações posturais podem ser organizadas em resposta às demandas do desempenho de tarefas não-posturais ou supraposturais. Assim, a estabilidade postural pode ocorrer em relação não somente a uma tarefa visual, mas também em relação a tarefas acústicas. Dessa forma, a capacidade de modificar a movimentação do corpo para se ajustar às mudanças nos objetivos da tarefa e aos requisitos de informação seria uma característica adaptativa importante do controle postural (STOFFREGEN et al., 1999).

1.4. Melhora no controle postural com tarefas cognitivas e dicas hápticas: Hipótese da integração funcional ou automaticidade da ação?

Estudos mostram que as interações entre os processos envolvidos no desempenho de tarefas cognitivas e no controle postural podem ser moduladas por fatores como estímulos e modalidades das respostas (STOFFREGEN et al., 1999; YARDLEY et al., 1999; STOFFREGEN et al., 2000; DAULT; YARDLEY; FRANK, 2003; HUXHOLD et al., 2006;

DESCHAMPS et al., 2014), dificuldade da tarefa secundária concorrente (WOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002), restrições posturais que afetam a dificuldade da tarefa postural (LAJOIE et al., 1993; DAULT; FRANK; ALLARD, 2001; REDFERN; YARDLEY, 2001; YARDLEY et al., 2001; VUILLERME; NOUGIER, 2004), diferenças individuais na experiência sensório-motora (VUILLERME; NOUGIER, 2004) e no envelhecimento (JAMET et al., 2004; HUXHOLD et al., 2006; PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007; RICHER et al., 2017; RICHER; POLSKAIA; LAJOIE, 2017).

Desde que o processamento de estímulos visuais e auditivos é pensado exigir mecanismos cognitivos distintos, já que o processamento dos estímulos visuais dentro da memória de curto prazo requer que a informação seja recodificada em forma fonológica, enquanto estímulos auditivos ingressam diretamente na memória de curto prazo (RILEY et al., 2005; REPOVS; BADDELEY, 2006; POLSKAIA; LAJOIE 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b), vários estudos têm manipulado a modalidade da tarefa cognitiva para avaliar se a sensibilidade do controle postural difere entre essas modalidades (RILEY et al., 2005; JAMET et al., 2007; PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007; POLSKAIA; LAJOIE 2016a; POLSKAIA; LAJOIE 2016b). Essas diferenças no processamento podem ter um efeito negativo na interação entre cognição e controle postural, sugerindo que o controle postural pode ser sensível à modalidade de apresentação do estímulo (RILEY et al., 2005).

A partir dos resultados de redução da oscilação postural em idosos diante da realização de tarefas supraposturais concomitantes, o modelo de competição por recursos atencionais tornou-se insuficiente para explicá-los. De acordo com a hipótese de competição por recursos, o controle postural e a tarefa suprapostural competem pelos recursos atencionais disponíveis, que são limitados e comprometem o desempenho do controle postural ou da tarefa suprapostural ou de ambos quando excedem a capacidade de atenção disponível (HUXHOLD et al., 2006; CHEN et al., 2015).

Dessa forma, as pesquisas passaram a ser mais consistentes com a ideia de que a funcionalidade do controle postural se estende além da simples tentativa de evitar quedas ou de competir por recursos atencionais. Além disso, outra explicação utilizada para a redução da oscilação durante o desempenho de tarefas cognitivas concorrentes é a automaticidade da ação, onde as tarefas cognitivas desviariam a atenção do controle postural para permitir que o corpo se autorregulasse em um modo mais automático e eficiente de controle (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; POLSKAIA et al., 2015; RICHER et al., 2017). A relação entre o controle da postura e o desempenho de tarefas supraposturais vão além de ações para manutenção da postura, mas também para a realização com sucesso das tarefas supraposturais. Contudo, essas ações são necessárias para manter a estabilidade postural, evitar possíveis quedas, e podem ser consideradas consequências funcionais da integração entre a atividade postural e suprapostural no contexto de tarefas posturais e cognitivas desafiadoras (STOFFREGEN, 2016). O conceito de integração funcional afirma que a postura pode ser ajustada para beneficiar a realização de outras tarefas posturais ou não posturais (STOFFREGEN et al., 1999; CHEN et al., 2015).

Alguns pesquisadores têm oferecido uma consistente interpretação das relações entre o controle postural e as atividades supraposturais (RICCIO; STOFFREGEN, 1988; STOFFREGEN et al. 1999; STOFFREGEN et al., 2000; STOFFREGEN et al., 2007; CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). Riccio e Stoffregen (1988) foram os precursores da hipótese de integração funcional. Esses pesquisadores propuseram que ajustes posturais podem ser organizados para facilitar o desempenho de tarefas supraposturais. Segundo eles, atividades direcionadas a objetivos são ordenadas ao controle postural e a postura pode ser adaptada para facilitar a realização de atividades direcionadas a objetivos. Dessa forma, a postura pode ser simultaneamente controlada com relação a dois objetivos qualitativamente diferentes: a necessidade de evitar quedas e o desempenho das tarefas supraposturais (RILEY et al., 1999;

STOFFREGEN, 2016).

A partir dessa hipótese proposta por Riccio e Stoffregen (1988), os estudos passaram a empregá-la como possível explicação, uma vez que, esta hipótese suporta a melhora no controle postural diante da realização de tarefa suprapostural. Stoffregen et al. (2000) verificaram que a tarefa de busca visual reduziu a variabilidade da oscilação postural em adultos jovens, evidenciando que o controle postural não é um sistema autônomo, mas é organizado como parte de um sistema integrado de percepção-ação, onde o controle postural pode ser usado para melhorar o desempenho visual. A oscilação postural reduzida durante a execução de uma tarefa de busca visual foi replicada em várias populações, como idosos, crianças com desenvolvimento típico, crianças com transtorno do espectro do autismo, boxeadores e marinheiros (PRADO, STOFFREGEN, DUARTE, 2007; STOFFREGEN et al., 2009; CHANG et al., 2010; CHEN et al., 2012; KOSLUCHER et al., 2012). Nessa perspectiva, a oscilação postural foi reduzida para cumprir o objetivo de uma tarefa de busca visual. No entanto, uma redução na oscilação postural deveria melhorar o desempenho da busca visual (CHEN et al., 2018).

A consistência dos efeitos da tarefa visual na redução da oscilação postural se mostrou mesmo quando a tarefa postural foi desafiadora em uma trave de equilíbrio (OULLIER et al. 2004) ou mesmo quando houve aumento do nível de dificuldade da tarefa visual (BONNET; BAUDRY, 2016; BONNET et al., 2017). Além disso, estudos mostraram que quanto mais difíceis as tarefas visuais que envolvem o desvio preciso do olhar em direção a alvos, maior foi a redução na oscilação postural em adultos jovens (RODRIGUES et al., 2013; RODRIGUES et al., 2015; BONNET; BAUDRY, 2016; BONNET et al., 2017). De acordo com Bonnet e Baudry, (2016), os ajustes do comportamento postural são feitos em relação ao comportamento oculomotor, onde o aumento do nível de dificuldade da tarefa visual perceptiva resultou em menor oscilação corporal e que houve uma associação negativa

entre oscilação corporal e movimentos sacádicos dos olhos, sugerindo a existência de uma sinergia entre visão e postura. Bonnet et al. (2017) também verificaram uma sinergia funcional entre comportamentos postural e visual, confirmando que os comportamentos visuais e posturais parecem estar funcional e cognitivamente ligados na tarefa desafiadora de busca, sugerindo que o SNC precisa criar uma sinergia entre postura e visão, para ter sucesso em tarefas visuais precisas. Dessa forma, o SNC não diminuiria os deslocamentos do corpo como objetivo principal, mas ajustaria os comportamentos posturais em relação aos comportamentos oculomotores. Assim, o SNC pode ser mais engajado para realizar um controle visual-postural direcionado por objetivos em tarefas visuais precisas do que na tarefa de controle visual menos precisas.

No entanto, estudos envolvendo tarefas cognitivas visuais e auditivas, utilizaram-se da hipótese da automaticidade da ação para explicar as reduções na oscilação postural ocasionadas por essas tarefas. Essa redução na oscilação postural sugere que as tarefas cognitivas desviaram a atenção do controle postural, permitindo um modo mais automático e eficiente de controle em adultos jovens e idosos (POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b; RICHER et al., 2017; RICHER; POLSKAIA; LAJOIE, 2017). A hipótese da automaticidade da ação sugere que o foco de atenção, quando removido do controle postural, permite que processos automáticos controlem o movimento da oscilação postural com mais eficiência (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; POLSKAIA; LAJOIE, 2016a). Huxhold et al. (2006) sugeriram que as tarefas cognitivas melhoram a estabilidade ao desviar a atenção do monitoramento de uma habilidade amplamente automática, como a estabilidade postural, revelando que não houve competição por recursos atencionais. Polskaia e colegas (2015) observaram redução na oscilação postural durante a realização de uma tarefa cognitiva auditiva contínua conforme descrito anteriormente, o que os levou a sugerir que o uso da tarefa cognitiva contínua permitiu que a atenção fosse retirada da tarefa postural, facilitando

um controle mais automático da postura em adultos jovens. Polskaia e Lajoie (2016b) argumentaram que a oscilação postural é organizada com referência às exigências da tarefa cognitiva (STOFFREGEN et al., 2000). Idosos assim como adultos jovens também são capazes de efetivamente desviar sua atenção do controle postural, permitindo um tipo mais automático de controle para operar (RICHER et al., 2017; RICHER, POLSKAIA; LAJOIE, 2017).

As hipóteses da integração funcional e da automaticidade da ação propõem diferentes interpretações, embora não excludentes, para a redução na magnitude de oscilação postural quando tarefas não-posturais são realizadas (STOFFREGEN et al., 2000; WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; STOFFREGEN et al., 2007; STOFFREGEN, 2016). Uma delas é que os ajustes posturais podem ser organizados e modulados com base nas informações detectadas hapticamente, visualmente e/ou auditivamente, facilitando o desempenho das tarefas não-posturais. Além disso, a detecção dessas informações poderia desviar o foco atencional do controle postural, permitindo um modo mais automático e eficiente de controle com reduções nas oscilações posturais (RILEY et al., 1999; STOFFREGEN, 2016; POLSKAIA et al., 2015; POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b). Nesta perspectiva, pode-se dizer que a redução da oscilação postural demonstra ser funcionalmente necessária para que a meta da tarefa não-postural seja cumprida.

Embora os estudos anteriores tenham evidenciado redução na oscilação postural para atender as demandas das tarefas cognitivas, pouco se sabe sobre o comportamento postural, em especial, se a integração funcional se manteria em condições de tarefas cognitivas com o uso de dicas hápticas simultaneamente. Chen e colaboradores (2015) foram os primeiros a utilizar um contexto de tarefa tripla para testar os efeitos das dicas hápticas pelo TL no controle postural e no desempenho da tarefa de busca visual em adultos jovens. Esses autores reproduziram o estudo de Stoffregen et al. (2000) com intuito de esclarecer algumas lacunas

como: 1) se a redução na oscilação postural iria melhorar o desempenho da tarefa de busca visual e; 2) se a utilização de variáveis dependentes mais consistentes traria resultados diferentes. Além disso, introduziram uma tarefa de toque leve (TL) simultaneamente ao controle postural e a tarefa de busca visual com o objetivo de produzir uma condição *baseline* comparável em relação ao desempenho visual de modo a testar as hipóteses da integração funcional e competição por recursos. Os resultados mostraram que tanto o TL quanto a tarefa visual reduziram a oscilação postural e a acurácia da busca visual melhorou com o TL, suportando a hipótese de integração funcional em adultos jovens, a qual pressupõe que o controle postural é funcionalmente modulado para facilitar a execução da tarefa cognitiva.

Chen et al. (2018) replicaram seu próprio estudo (CHEN et al., 2015) e testaram a viabilidade da integração funcional em adultos jovens e em idosos sem histórico de quedas. Eles constataram que o TL reduziu a oscilação do corpo e, ao mesmo tempo, melhorou o desempenho na tarefa de busca visual em jovens e idosos. Esses achados confirmaram os efeitos do TL na adaptação postural, bem como suportam a integração funcional, onde os idosos mostraram ser tão capazes quanto os adultos jovens em modular e estabilizar funcionalmente a oscilação corporal durante as buscas visuais. Embora Chen et al. (2018) tenham revelado que idosos assim como os adultos jovens foram capazes de modular e estabilizar funcionalmente a oscilação corporal durante as tarefas de buscas visuais, ainda não se sabe se idosos, particularmente aqueles com um histórico recente de quedas (isto é, caidores), também seriam capazes de integrar as dicas hápticas durante o controle postural realizando uma tarefa cognitiva visual. Idosos caidores mesmo apresentando déficits de equilíbrio, seriam capazes de modular funcionalmente o controle postural, reduzindo a oscilação postural para realizar com sucesso tarefas cognitivas? A obtenção desses resultados pode ampliar o entendimento da hipótese de integração funcional nessa população. E, dessa forma, contribuir para o desenvolvimento de melhores procedimentos de intervenção,

prevenção e reabilitação de problemas do equilíbrio em diferentes populações.

Com base nessas considerações, a presente tese apresenta dois estudos: 1) Informação háptica fornecida pelas âncoras e a presença de tarefas cognitivas contribuem separadamente para reduzir a oscilação postural em adultos jovens; 2) Informação háptica e tarefa cognitiva-visual reduzem a oscilação postural em idosos caídores e não caídores. As análises propostas nos dois estudos vão ajudar a compreender os mecanismos de controle motor envolvidos no controle da postura combinado às tarefas cognitivas e à informação háptica adicional em adultos jovens e em idosos com e sem histórico de quedas.

1.5. Justificativas

Para responder as questões de pesquisa elaboradas nas seções anteriores e testar a hipótese de integração funcional, foram propostos dois estudos, os quais se utilizaram de um contexto de tarefa tripla, onde o controle postural foi testado durante a realização de tarefas cognitivas concomitantemente à adição de informações hápticas. Dentro desse contexto de tarefa tripla, os estudos foram delineados e ajustados em nível de dificuldade de acordo com a população estudada. Assim, para testar a hipótese de integração funcional em adultos jovens propusemos uma tarefa postural mais desafiadora (i.e., base de apoio em cima de uma trave de equilíbrio) e duas tarefas cognitivas com diferentes modalidades sensoriais (tarefa visual vs. tarefa auditiva) simultaneamente à adição de dicas hápticas por meio das âncoras. Para os idosos, com e sem histórico de quedas, propusemos uma tarefa postural com base de apoio reduzida com os pés unidos apoiados no chão, simultaneamente à adição das dicas hápticas por meio do TL e das âncoras durante a realização de uma tarefa cognitiva visual. Para suprimir possíveis decréscimos no desempenho das tarefas cognitivas e postural decorrentes da inter-relação entre o controle muscular da respiração e da fala e o controle postural, a resposta verbal nas tarefas cognitivas foram realizadas após o término da tarefa postural em

ambos os grupos.

Além disso, com intuito de elucidar de maneira mais adequada e abrangente os efeitos das tarefas cognitivas e das dicas hápticas no controle postural e na integração funcional de adultos jovens e idosos, em especial com histórico de quedas, propusemos além da utilização de medidas tradicionais do COP (área da elipse, amplitude e velocidade de oscilação e frequência 80%), medidas mais diretas de estabilidade dinâmica (centro de massa extrapolado e margem de estabilidade dinâmica), considerando a relação da posição do COM, sua velocidade e os limites da base de suporte. Ainda, propusemos também medidas de estabilidade (tempo para contato) que incorporam aspectos espaciais e temporais de oscilação postural combinando a informação sobre a cinemática instantânea do COM para prever o tempo futuro em que o COM entrará em contato com os limites da base de apoio (HASSON et al., 2008). É importante ressaltar que não somente o desempenho da tarefa de controle postural foi quantificado, mas também o desempenho das tarefas cognitivas e nos idosos, o desempenho da força aplicada nas condições de dicas hápticas.

Acredito que essas escolhas no protocolo e nas medidas de desempenho tanto do controle postural, quanto nas tarefas cognitivas e dicas hápticas, foram adequadas para ajudar na compreensão das modificações que ocorrem no controle postural de adultos jovens e idosos, em especial idosos com histórico de quedas.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES

O objetivo geral da tese foi investigar os efeitos das dicas hápticas e de tarefas cognitivas no controle postural de adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas.

Especificamente, o objetivo do estudo 1 foi investigar os efeitos das âncoras e das tarefas cognitivas visual e auditiva no controle postural em adultos jovens em uma tarefa desafiadora de equilíbrio. Era esperado que tanto as âncoras quanto as tarefas cognitivas diminuíssem a oscilação postural em adultos jovens. O primeiro por causa das dicas hápticas e o segundo por causa da hipótese de integração funcional. Particularmente, não esperávamos encontrar diferenças entre as tarefas visuais e auditivas na oscilação postural devido à difícil tarefa de equilibrar-se em uma trave.

O objetivo do estudo 2 foi investigar o efeito das dicas hápticas fornecidas pelo toque leve (TL) e pelas âncoras durante a realização de uma tarefa cognitiva-visual em idosos caídores e não caídores durante a manutenção da postura ereta. Era esperado que os idosos caídores se beneficiariam mais da informação háptica fornecida pelo TL e pelas âncoras do que os idosos não-caídores, já que os caídores exibem maior oscilação postural do que os não-caídores. Além disso, era esperado que a tarefa cognitiva-visual reduziria a oscilação postural, fornecendo suporte adicional à hipótese de integração funcional e ampliando-a para idosos caídores.

3. ESTUDO 1

3.1. Métodos - Estudo 1 (Adultos jovens)

3.1.1 Participantes

Participaram do presente estudo vinte adultos jovens (10 homens e 10 mulheres; $24,0 \pm 3,0$ anos; $1,71 \pm 0,08$ m; $74,6 \pm 14,1$ kg) todos alunos de graduação e pós-graduação da Universidade de São Paulo (USP), campus de Ribeirão Preto. Após consentirem em participar do estudo, os indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1) (Resolução 196/96 do CONEP) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – EEFERP (Anexo 1).

O critério de inclusão foi ter entre 18 e 30 anos. Os critérios de exclusão foram: presença de doenças musculoesqueléticas, problemas visuais ou auditivos não corrigidos, daltonismo, lesão ou condição que pudesse afetar o equilíbrio e que impossibilitasse o participante de realizar a tarefa proposta no presente estudo (Anamnese – Apêndice 2). Além disso, os participantes foram avaliados quanto a acuidade visual por meio da tabela optométrica de Snellen e todos apresentaram acuidade visual normal (SUE, 2007). O nível de atividade física foi mensurado pelo questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE et al., 1982 – Anexo 2). Os participantes foram considerados fisicamente ativos de acordo com o escore obtido ($9,3 \pm 1,0$ - COCKER et al., 2009; BARBIERI et al., 2013).

3.1.2. Procedimentos

Os participantes permaneceram em pé em uma trave de equilíbrio (largura: 40 cm, comprimento: 10 cm, altura: 4 cm) posicionada sobre a plataforma de força (Bertec 4060-NC, Columbus, OH, EUA) com os pés afastados na largura dos ombros. A parte central de cada pé foi colocada sobre a trave, de modo que os pés se estendiam para a frente e para trás da trave. Trinta e nove marcadores foram colocados em pontos anatômicos específicos, com base no

modelo *Plug-in-Gait Full Body*, e foram rastreados por um sistema de análise de movimento de 8 câmeras (MX-T40S, Vicon, Oxford, Reino Unido). Esses sinais foram sincronizados digitalmente e coletados a 100 Hz.

Os participantes realizaram três tentativas de cada uma das seis condições experimentais combinando as âncoras e as duas tarefas cognitivas (Figura 1) com duração de 40 s: 1) sem âncoras, sem tarefa cognitiva visual; 2) com âncoras, sem tarefa cognitiva visual; 3) sem âncoras, com tarefa cognitiva visual; 4) com âncoras, com tarefa cognitiva visual; 5) sem âncoras, com tarefa cognitiva auditiva; 6) com âncoras, com tarefa cognitiva auditiva. Cada âncora consistia de um cabo flexível com uma pequena carga (125 g) presa em uma das extremidades do cabo. Nas condições de âncora, os participantes mantiveram os braços com o cotovelo fletido a aproximadamente 90°, enquanto seguravam o cabo com a carga apoiada no solo. Os cabos foram puxados apenas o suficiente para mantê-los esticados sem remover as cargas do solo (MAUERBERG-DeCASTRO, 2004, MAUERBERG-DeCASTRO et al., 2014).

Os participantes ficaram a 2 m de distância de uma TV de tela plana (29 ") ajustada à altura dos olhos. Um alvo laranja (círculo com 11,5 cm de diâmetro) em um fundo branco foi projetado para todas as tentativas, exceto na tarefa visual. A tarefa consistiu no teste de palavras de cores de Stroop adaptado (MACLEOD, 1991), com 40 palavras exibidas uma de cada vez em intervalos variando entre 600-1000 ms. Os nomes das cores escritas poderiam ser congruentes ("AZUL" exibido em texto azul) ou incongruentes ("AZUL" exibido em texto vermelho). Os participantes tinham que contar mentalmente os nomes das cores congruentes. A tarefa auditiva foi a de monitoramento de dígitos (PIERUCCINI-FARIA; JONES; ALMEIDA, 2014), onde 22 números aleatórios entre 1 e 9 foram apresentados em intervalos variando entre 500 e 1000 ms por meio de fones de ouvido. Antes de cada tentativa, três números alvos eram fornecidos e os participantes eram solicitados a contar mentalmente o

número de vezes que ouviram esses números alvos. No final de cada tentativa, em ambas as tarefas cognitivas, os participantes informavam o resultado da contagem mental. A duração das tarefas visual e auditiva foi de ~34 e ~43 s, respectivamente. A coleta de dados começou 4 segundos antes do início da tarefa visual e 4 segundos após o início da tarefa auditiva. Mesmo após o término da tarefa cognitiva-visual, os participantes continuaram na tarefa postural até o final do período de 40 s.

Figura 1. Ilustração das seis condições experimentais realizadas pelos adultos jovens. A) sem âncoras, sem tarefa cognitiva visual; B) com âncoras, sem tarefa cognitiva visual; C) sem âncoras, com tarefa cognitiva visual; D) com âncoras, com tarefa cognitiva visual; E) sem âncoras, com tarefa cognitiva auditiva; F) com âncoras, com tarefa cognitiva auditiva

3.1.3. Análise dos dados

O primeiro e o último 5 s de cada tentativa foram descartados, restando 30 s de cada

teste em pé. Os primeiros 5 s foram removidos para garantir que o participante estava adaptado à tarefa e os últimos 5 s foram removidos para evitar possíveis deslocamentos a qualquer desconforto devido à posição do pé na trave de equilíbrio. As coordenadas tridimensionais dos marcadores individuais foram filtradas digitalmente por um filtro Butterworth de 4ª ordem com uma frequência de corte de 6 Hz. Esses marcadores definiram um modelo de 15 segmentos corporais para calcular o centro de massa (COM) usando os parâmetros antropométricos descritos por Winter (2005). A velocidade COM foi calculada como a primeira derivada da posição COM (procedimento de diferença central).

Foi calculado o tempo para contato (TpC) ao longo de toda a duração de cada tentativa nas direções AP e ML (Figura 2A, B) de acordo com Van Wegen et al. (2002) como segue: $TpC = (LBS - COM) / \dot{COM}$, onde, LBS é o limite da base de suporte, COM a posição do centro de massa e $\dot{COM}$ é a velocidade do COM. Os limites da base de suporte foram definidos com base nos marcadores da cabeça do metatarso e calcânhar de ambos os pés (Figura 2A). A posição média AP dos marcadores localizados nos metatarsos direito e esquerdo definiu a margem anterior, enquanto que a posição média AP dos marcadores localizados nos calcâneos direito e esquerdo definiu a margem posterior da base de suporte. A posição média ML dos marcadores do metatarso e calcâneo direito definiu a margem direita, enquanto que a posição média ML dos marcadores do metatarso e calcâneo esquerdo definiu a margem esquerda da base de suporte. A direção do vetor de velocidade COM definiu o limite da base de suporte usado para calcular o TpC (Figura 2A). Por exemplo, quando o vetor de velocidade COM apontava para o limite anterior, usamos esse limite para calcular o TpC. Baseado em Haddad et al. (2006), foram identificados os mínimos locais da série temporal do TpC considerando o limiar de 40 s (Figura 2B) e então calculada a média deles.

Para a margem de estabilidade dinâmica (MED), primeiro foi calculada a posição do centro de massa extrapolado (XcoM) de acordo com Hof; Gazendam e Sinke, (2005):

$X_{CoM} = COM + (C\acute{O}M/\omega_0)$, onde COM é a posição atual do centro de massa, $C\acute{O}M$ é a velocidade atual do centro de massa e $\omega_0 = \sqrt{g/l}$, onde g é a aceleração causada pela gravidade e l é a altura do centro de massa em relação a articulação do tornozelo. A MED corresponde à distância entre a posição X_{CoM} e os limites da base de suporte (Figura 3A, B). A MED foi calculada ao longo de toda a duração de cada tentativa em ambas as direções AP e ML. Um valor positivo para MED indica que o X_{CoM} está localizado dentro dos limites da base de suporte e o sistema é dinamicamente estável. O limite da base de suporte usado para calcular o MED também dependia da direção do vetor de velocidade COM. Em seguida, foi calculada a amplitude da MED em relação a cada limite da base de suporte como o *root mean square* (RMS), após eliminar qualquer tendência no sinal e ajustá-lo em torno de zero. Na direção ML, foi computada a MED para os lados dominante e não dominante, com base no auto-relato dos participantes para a questão de qual pé eles usariam para chutar uma bola.

Foi analisado também o movimento da cabeça definindo o ponto médio dos quatro marcadores colocados na cabeça. A amplitude do movimento da cabeça foi calculada como o *root mean square* (RMS) do ponto médio nas direções AP, ML e vertical após eliminar qualquer tendência no sinal, ajustando-o em torno de zero.

As coordenadas do centro de pressão (COP) foram obtidas com base nas forças e momentos de força medidos pela plataforma de força. Estas coordenadas foram filtradas digitalmente por um filtro Butterworth de 4ª ordem, passa-baixa, com uma frequência de corte de 5 Hz (DUARTE; FREITAS, 2010). Uma elipse contendo 95% dos dados foi ajustada sobre o deslocamento do COP por meio da análise de componentes principais e a área dessa elipse foi calculada.

Para quantificar o desempenho nas tarefas cognitivas, o erro absoluto foi calculado para cada tentativa e na sequência a soma desses erros foi realizada para cada participante, obtendo assim, o total dos erros absolutos.

3.1.4. Análise estatística

Para todas as variáveis, a média das três tentativas foi utilizada nas análises estatísticas. Foram realizadas MANOVAs para dois fatores (Âncora [com e sem] x tarefa cognitiva [sem, visual e auditiva]) com medidas repetidas para os dois fatores para o seguinte conjunto de variáveis dependentes: 1) TpC médio AP e ML; 2) RMS da margem de estabilidade dinâmica em relação aos quatro limites da base de suporte (anterior, posterior, dominante e não-dominante); e 3) RMS do movimento da cabeça nas direções AP, ML e vertical. Análises univariadas seguiram cada MANOVA. Para a área de elipse, foi realizada uma ANOVA para dois fatores (Âncora x tarefa cognitiva) com medidas repetidas para ambos os fatores. Testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni foram realizados sempre que necessário. Para o erro absoluto na tarefa cognitiva, utilizou-se o teste de Wilcoxon para comparar as condições de âncoras hápticas separadamente nas tarefas visual e auditiva. O nível de significância foi estabelecido em $p \leq 0,05$.

3.2. Resultados - Estudo 1

3.2.1. Caracterização da amostra

A Tabela 1 apresenta a idade, as características antropométricas, a acuidade visual nos olhos direito e esquerdo, nível de atividade física e os desempenhos na tarefa visual e auditiva na posição sentado dos adultos jovens.

Tabela 1. Médias e desvios padrão da idade, das características antropométricas, da acuidade visual nos olhos direito e esquerdo, do nível de atividade física e dos desempenhos na tarefa visual e auditiva na posição sentado e na postura ereta.

Características	Média e Desvio Padrão
Idade (anos)	24,0 ± 3,0
Massa corporal (kg)	74,6 ± 14,0
Estatura (cm)	170 ± 0,1
Acuidade visual – olho direito (pontos)	1,0 ± 0,1
Acuidade visual – olho esquerdo (pontos)	0,9 ± 0,1
Nível de Atividade Física (pontos)	9,3 ± 1,0
Tarefa visual – sentado (erros)	0,4 ± 0,5
Tarefa visual – sem Âncoras (erros)	1,3 ± 1,4
Tarefa visual – com Âncoras (erros)	1,4 ± 1,2
Tarefa auditiva – sentado (erros)	0,0 ± 0,0
Tarefa auditiva – sem Âncoras (erros)	3,2 ± 2,5
Tarefa auditiva – com Âncoras (erros)	2,3 ± 2,1

Os resultados estatísticos detalhados estão disponíveis na Tabela 2.

Tabela 2. Resultados estatísticos para os efeitos principais e de interação da MANOVA e as univariadas para o tempo para contato (TpC) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), *root mean square* (RMS) da margem de estabilidade dinâmica (MED) relativa a todos os quatro limites da base de suporte (anterior, posterior, dominante e não-dominante) e movimento da cabeça nas direções AP, ML e vertical. Os resultados da ANOVA para a área de elipse também são apresentados.

Variáveis	Âncora	Tarefa cognitiva	Âncora * tarefa cognitiva
<u>MANOVA – Média TpC</u>	Wilks' $\lambda=0,729$, $F_{2,18}=3,343$, $p=0,058$	Wilks' $\lambda=0,722$, $F_{4,74}=3,276$, $p=0,016$	Wilks' $\lambda=0,917$, $F_{4,74}=0,817$, $p=0,515$
<i>Análise univariada</i>			
Direção AP	$F_{1,19}=3,994$, $p=0,060$	$F_{2,38}=5,057$, $p=0,011$	$F_{2,38}=1,500$, $p=0,236$
Direção ML	$F_{1,19}=3,422$, $p=0,080$	$F_{2,38}=2,816$, $p=0,072$	$F_{2,38}=0,065$, $p=0,938$
<u>MANOVA - RMS da MED</u>	Wilks' $\lambda=0,757$, $F_{4,16}=1,283$, $p=0,318$	Wilks' $\lambda=0,520$, $F_{8,70}=3,383$, $p=0,002$	Wilks' $\lambda=0,834$, $F_{8,70}=0,829$, $p=0,580$
<i>Análise univariada</i>			
Limite anterior	$F_{1,19}=1,550$, $p=0,228$	$F_{2,38}=15,109$, $p\leq 0,0001$	$F_{2,38}=0,173$, $p=0,842$
Limite posterior	$F_{1,19}=1,965$, $p=0,177$	$F_{2,38}=12,901$, $p\leq 0,0001$	$F_{2,38}=2,249$, $p=0,119$
Limite dominante	$F_{1,19}=2,508$, $p=0,130$	$F_{2,38}=5,601$, $p=0,007$	$F_{2,38}=0,051$, $p=0,951$
Limite não-dominante	$F_{1,19}=1,303$, $p=0,268$	$F_{2,38}=6,261$, $p=0,004$	$F_{2,38}=0,036$, $p=0,965$
<u>MANOVA – Movimento da Cabeça</u>	Wilks' $\lambda=0,848$, $F_{3,17}=1,017$, $p=0,410$	Wilks' $\lambda=0,574$, $F_{6,72}=3,836$, $p=0,002$	Wilks' $\lambda=0,857$, $F_{6,72}=0,964$, $p=0,456$
<i>Análise univariada</i>			
Direção AP	$F_{1,19}=2,688$, $p=0,118$	$F_{2,38}=10,939$, $p\leq 0,0001$	$F_{2,38}=0,690$, $p=0,508$
Direção ML	$F_{1,19}=1,812$, $p=0,194$	$F_{2,38}=7,577$, $p=0,002$	$F_{2,38}=0,297$, $p=0,745$
Direção vertical	$F_{1,19}=1,119$, $p=0,303$	$F_{2,38}=3,943$, $p=0,028$	$F_{2,38}=1,234$, $p=0,303$
<u>ANOVA – Area da Elipse</u>	$F_{1,19}=11,324$, $p=0,003$	$F_{2,38}=11,892$, $p\leq 0,0001$	$F_{2,38}=0,770$, $p=0,470$

3.2.2. Tempo para contato

A MANOVA apontou efeito principal de tarefa cognitiva ($p=0,016$). A análise univariada evidenciou efeito principal de tarefa cognitiva somente para o TpC AP ($p=0,011$). Os testes de *post hoc* revelaram maior TpC na condição de tarefa visual quando comparado às condições de tarefa auditiva ($p=0,039$) e sem tarefa cognitiva ($p=0,043$) (Figura 2C).

Figura 2. (A) Ilustração do sentido do vetor da velocidade do COM ($C\acute{O}M$) utilizado para calcular a margem de estabilidade dinâmica (MED) e o tempo para contato (TpC) nas direções AP e ML. As linhas pontilhadas indicam as margens anterior, posterior, direita e esquerda da base de suporte, assim como os vetores da velocidade do COM no sentido AP e ML apontando para essas margens. (B) Representação dos vários valores mínimos da série temporal do TpC (abaixo de 40 s) considerados para determinação do TpC AP e ML. (C) Média e erro padrão da média para os valores médios do tempo para contato (TpC) na direção AP. *diferença estatisticamente significativa para tarefa cognitiva (ver texto para os valores exatos do p).

3.2.3. Margem de estabilidade dinâmica

Em média, o centro de massa extrapolado estava localizado mais próximo da margem anterior da base de suporte ($52,1 \pm 1,9$ mm) do que da margem posterior ($147,6 \pm 2,6$ mm)

(Figura 3A). Na direção ML, o centro de massa extrapolado estava ligeiramente mais próximo da margem não-dominante da base de suporte ($102,1 \pm 3,2$ mm) do que da margem dominante ($92,8 \pm 3,9$ mm) (Figura 3B).

A MANOVA evidenciou efeito principal de tarefa cognitiva ($p=0,002$), e a análise univariada identificou este efeito para o RMS da margem de estabilidade dinâmica para os limites anterior ($p<0,0001$), posterior ($p<0,0001$), dominante ($p=0,007$) e não-dominante ($p=0,004$) da base de suporte. Em relação às margens anterior e posterior, o RMS da margem de estabilidade foi maior para a condição sem tarefa cognitiva quando comparadas às condições de tarefa visual ($p=0,001$ e $p=0,001$, respectivamente) e tarefa auditiva ($p=0,004$ e $p=0,01$, respectivamente) (Figura 3C, D). No entanto, em relação aos limites dominante e não-dominante da base de suporte, o RMS da margem de estabilidade dinâmica foi menor somente para a tarefa visual quando comparada à condição sem tarefa cognitiva ($p=0,007$ e $p=0,011$, respectivamente) (Figura 3E, F).

3.2.4. RMS do movimento da Cabeça

A MANOVA apontou efeito principal de tarefa cognitiva para o RMS do movimento da cabeça ($p=0,002$). O teste univariado apontou efeito nas direções AP ($p \leq 0,0001$), ML ($p=0,002$) e vertical ($p=0,028$). As tarefas visuais e auditivas reduziram o RMS do movimento da cabeça nas direções AP e ML ($p < 0,04$, Figura 4). Os testes post-hoc não identificaram diferenças na direção vertical.

Figura 3. Ilustração da posição do centro de massa extrapolado (XcoM), representado pela linha mais grossa, e dos limites da base de suporte, representados pelas linhas mais finas, nas direções AP (A) e ML (B). As setas indicam a margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação aos limites da base de suporte anterior e posterior (AP) e dominante e não-dominante (ML). Média e erro padrão da média para o RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (C), posterior (D), dominante (E) e não-dominante (F). *diferença estatisticamente significativa para tarefa (ver texto para os valores exatos do p).

Figura 4. Média e erro padrão da média para o *root mean square* (RMS) do movimento da cabeça para cada condição cognitiva nas direções AP (A), ML (B) e vertical (C) * indica diferença estatisticamente significativa entre tarefas cognitivas.

3.2.5. Área da elipse

A ANOVA apontou efeito principal de âncora ($p=0,003$) e tarefa cognitiva ($p\leq 0,0001$). O uso das âncoras reduziu a área da elipse ($p=0,003$) (Figura 5A). Similarmente,

tanto a tarefa visual ($p=0,001$) como a tarefa auditiva ($p=0,003$) geraram uma área da elipse menor do que a condição sem tarefa cognitiva (Figura 5B).

Figura 5. Média e erro padrão da média para a área da elipse nas condições de âncora (A) e de tarefa cognitiva (B). *diferença estatisticamente significativa para tarefa **diferença estatisticamente significativa para condição (ver texto para os valores exatos do p).

3.2.6. Erros na tarefa cognitiva

O teste de Wilcoxon não evidenciou diferença para o total dos erros absolutos na comparação entre as condições com e sem âncora na tarefa visual (1 e 1; $Z = -0,147$; $p = 0,880$) e na tarefa auditiva (2; 2,5; $Z = -1,143$; $p = 0,253$).

3.3. Discussão – Estudo 1

Nesse estudo foi analisado o efeito combinado das âncoras e das tarefas cognitivas no controle postural em uma tarefa postural desafiadora. Como esperado, devido às entradas hápticas e à integração funcional, tanto as âncoras quanto as tarefas cognitivas diminuíram a oscilação postural de forma independente, e não houve diferença entre as tarefas visual e auditiva na oscilação postural, exceto no tempo para contato. No entanto, o uso das âncoras não influenciou o desempenho na tarefa cognitiva.

3.3.1. Independentemente, as âncoras e as tarefas cognitivas reduziram a oscilação postural

Independentemente da presença e da modalidade da tarefa cognitiva, a informação háptica fornecida pelas âncoras reduziu a área de elipse em uma superfície desafiadora, o que é consistente com estudos anteriores (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014; MORAES et al., 2018). Quando na postura ereta em pé com as âncoras, mudanças na orientação do corpo em relação ao solo alteram a tensão aplicada nos cabos das âncoras, o que reflete principalmente na mudança de resposta dos receptores táteis da mão (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). As âncoras então forneceram informações hápticas sobre a orientação postural em relação ao solo e essa informação foi usada para minimizar a oscilação postural.

Como esperado, ambas as tarefas cognitivas reduziram a oscilação postural, bem como a oscilação da cabeça, e este efeito foi independente das âncoras, como mostrado por Chen et al. (2015) mas usando o paradigma do TL. A redução na oscilação postural refletiu-se em uma posição estável da cabeça no espaço, o que facilitou a captura de informações em ambas as tarefas cognitivas. De acordo com estudos prévios (CHEN et al., 2015; RILEY et al., 1999), os resultados do presente estudo indicam que o sistema postural pode ser flexivelmente modulado para atingir os objetivos de tarefas não posturais, como as tarefas visual e auditiva. Como esperado, a dificuldade da tarefa postural sobre a trave de equilíbrio resultou em efeitos similares das diferentes modalidades sensoriais na oscilação postural. É importante notar, no entanto, que a tarefa visual ocasionou mais tempo de contato do que a tarefa auditiva. Parece então que a restrição ambiental influenciou a integração funcional, uma vez que uma redução na base de suporte (i.e., tarefa desafiadora de equilíbrio) refletiu em redução similar na oscilação postural para ambas as tarefas visual e auditiva. Como sugerido, a combinação das diferentes modalidades da tarefa cognitiva com uma tarefa desafiadora de equilíbrio anulou a diferença na redução da oscilação postural nas tarefas visual e auditiva.

Pode-se assumir que as perturbações criadas pela base reduzida de suporte podem ser desestabilizadoras o suficiente para impedir a execução correta das tarefas cognitivas. Neste caso, foi necessária uma redução similar na oscilação postural entre as diferentes modalidades sensoriais quando estavam na trave de equilíbrio para garantir o alcance das demandas das tarefas cognitivas.

3.3.2. O uso das âncoras não influenciou o desempenho nas tarefas cognitivas

Apesar da redução da oscilação postural com as âncoras, seu uso não afetou o desempenho das tarefas cognitivas. Esses resultados concordam parcialmente com os achados de Chen et al. (2015), que observaram reduções na oscilação postural com informação háptica fornecida pelo TL, mas o TL melhorou o desempenho da tarefa de busca visual, que não foi o caso das âncoras. De acordo com uma interpretação da hipótese de integração funcional (CHEN et al., 2015), as âncoras, assim como o TL, deveriam melhorar o desempenho das tarefas cognitivas. A falta dessa melhora pode ser devido às diferenças nas demandas da tarefa de TL e âncora, uma vez que as âncoras envolvem o controle de mais graus de liberdade para manter o cabo esticado do que o TL (MORAES et al., 2018). Pode-se também argumentar que a demanda cognitiva da tarefa de busca visual é maior do que a tarefa visual de Stroop usada no presente estudo e, portanto, os indivíduos poderiam tirar mais proveito da estabilização do corpo para identificar a letra repetida enquanto tocam levemente uma superfície rígida do que com as âncoras. Essa possibilidade sugere que o efeito da diminuição da oscilação postural seria mais evidente com tarefas visuais mais difíceis.

3.3.3. Limitações

O tamanho da base de suporte na direção AP usado para calcular algumas variáveis é maior que a base de suporte real. Por outro lado, o tamanho da base de suporte na direção ML

foi menor que a base de suporte real. Essas diferenças metodológicas modificaram artificialmente os limites funcionais, o que superestima as variáveis de tempo-para-contato e margem de estabilidade dinâmica. Apesar disso, acredita-se que isso não altera o significado de nossas descobertas, uma vez que a análise foi focada nas diferenças entre as condições. Outra limitação poderia ser a falta de uma condição controle sem a trave de equilíbrio. Embora esta condição possa fornecer uma medida direta para a influência das diferentes modalidades na redução da oscilação postural, os estudos anteriores mostram uma clara diferença (POLSKAIA, LAJOIE, 2016a; POLSKAIA, LAJOIE, 2016b). Optou-se no presente estudo por reduzir o número de condições para minimizar os efeitos da fadiga e da dor no pé, pois ficar de pé na trave de equilíbrio pode ser desconfortável.

3.4. Conclusões - Estudo 1

Independentemente das tarefas cognitivas, as âncoras foram eficazes na redução da oscilação postural. Mesmo com o aumento da dificuldade na tarefa postural, a integração funcional resultou em menor oscilação postural para facilitar o desempenho das tarefas cognitivas, sendo este efeito semelhante para ambas as modalidades sensoriais. Isso sugere que a capacidade de modular funcionalmente a oscilação postural para atingir o objetivo das tarefas não posturais é preservada mesmo em situações posturais mais desafiadoras.

4. ESTUDO 2

4.1. Métodos – Estudo 2 (Idosos)

4.1.1. Participantes

Após contato telefônico e pessoal com 123 idosos, participaram do estudo, 44 idosos distribuídos em dois grupos: 22 idosos caídores (faixa etária: 63-83 anos) e 22 idosos não-caídores (faixa etária: 64-83 anos). Os idosos foram pareados por sexo, idade, estatura e massa corporal. Os caídores foram identificados como indivíduos que apresentaram relato de pelo menos duas quedas no período de 12 meses antes da coleta de dados (FREIRE JÚNIOR et al., 2017; MELZER et al., 2004) (Apêndice 3). Os idosos não-caídores relataram nenhuma queda nos últimos doze meses. Após consentirem a participar do estudo, os indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 4) (Resolução 196/96 do CONEP), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – EEFERP (Anexo 1).

Os participantes foram selecionados antes de iniciar o experimento, preenchendo um questionário para verificar o histórico de quedas, estado de saúde, funções cognitivas globais através do Mini Exame do Estado Mental (FOLSTEIN et al., 1975; BRUCKI et al., 2003) (Anexo 3), flexibilidade cognitiva, funções executivas e atenção pelo Teste de trilhas – Partes A e B (TOMBAUGH, 2004) (Anexo 4), atenção e controle inibitório da função executiva pelo Teste de Stroop (MACLEOD, 1991) (Apêndice 5). Além disso, os idosos também foram avaliados quanto à sensibilidade das mãos e dos pés pelo teste de sensibilidade palmar e plantar (Estesiometria – monofilamentos Semmes-Weinstein) (Anexo 5), avaliados quanto ao equilíbrio estático e dinâmico pelo Mini-BESTest (FRANCHIGNONI et al., 2010; MAIA et al., 2013) (Anexo 6) e nível de atividade física pelo questionário de Baecke modificados para idosos (VOORRIPS et al., 1991) (Anexo 7). Os critérios de exclusão foram presença de

doenças musculoesqueléticas, problemas visuais não corrigidos por lentes ou óculos, daltonismo, lesão ou condição que pudesse afetar o equilíbrio e que o impossibilitasse de participar do estudo (Apêndice 6), além de apresentar funções cognitivas não preservadas com escores abaixo do proposto por Brucki et al. (2003), ajustados pela escolaridade.

4.1.2. Procedimentos

Conforme descrito no Estudo 1, no estudo 2 os participantes também foram preparados com trinta e nove marcadores colocados em marcos anatômicos específicos de acordo com o modelo *Plug-in-Gait Full Body* (Vicon) e rastreados por oito câmeras (MX-T40S, Vicon, Oxford, Reino Unido). No presente estudo, foi mensurada a quantidade de força aplicada nas condições de toque leve (TL) e âncoras. Assim, para mensurar a força aplicada, transdutores de força (Transdutor Nano17 F/T, ATI Industrial Automation, EUA) foram fixados na base da superfície de toque e no solo, de modo que os cabos das âncoras foram presos a eles (Figura 6A, B). Todos os equipamentos foram sincronizados digitalmente e os sinais coletados em 200 Hz pelo software Nexus.

Na tarefa postural, os idosos ficaram descalços, com os pés unidos, sobre uma plataforma de força (Bertec 4060-NC, Columbus, OH, EUA). Eles realizaram seis condições experimentais: (1) sem informação háptica (sem contato) e sem tarefa cognitiva-visual, (2) sem informação háptica (sem contato) e com tarefa cognitiva-visual, (3) TL sem tarefa cognitiva-visual, (4) TL com tarefa cognitiva-visual, (5) âncoras sem tarefa cognitiva-visual, (6) âncoras com a tarefa cognitiva-visual.

Na condição de âncora, os participantes seguravam um cabo flexível em cada mão, com a outra extremidade do cabo presa ao transdutor de força (Figura 6B). Os participantes foram solicitados a manter seus braços com o cotovelo flexionado em aproximadamente 90°, enquanto eles puxavam os cabos apenas o suficiente para mantê-los tensos, aplicando uma

pequena quantidade de força <2 N (MAUERBERG-DeCASTRO et al., 2014), insuficiente para obter um suporte mecânico. O TL consistiu em tocar levemente com o dedo indicador da mão dominante uma barra de toque ajustado à altura de cada participante (Figura 6A). O cotovelo do braço dominante (determinado pelo Inventário de dominância manual de Edinburgh - Edinburgh Handedness Inventory - OLDFIELD, 1971- Anexo 8) foi fletido a aproximadamente 90° , enquanto o braço não dominante foi estendido ao lado de seu corpo. A força aplicada deveria ser <1 N.

Para cada uma das condições de âncora e TL, os idosos realizaram a tarefa cognitiva-visual. A tarefa cognitiva-visual consistiu e um teste adaptado palavra-cor de Stroop (MACLEOD, 1991) que foi realizado nas posições sentada e em pé. As palavras foram exibidas em uma TV de tela plana (29 ") posicionada a 2 m de distância do participante e ajustadas à altura dos olhos do participante. Em cada tentativa, os nomes das cores eram congruentes (por exemplo, "AZUL" foi exibido em texto azul) e incongruente (por exemplo, "AZUL" foi exibido em texto vermelho). Em cada tentativa, 40 palavras foram exibidas, uma de cada vez, com intervalos entre as palavras de 1000-2200 ms. Para eliminar o efeito da fala no controle postural, pediu-se que o participante contasse em silêncio o número de vezes que a palavra e a cor eram congruentes e relatasse esse número apenas no final de cada tentativa (após 40 s). Para as tentativas sem a tarefa cognitiva-visual, os participantes observaram um alvo circular laranja (11,5 cm de diâmetro) sobre um fundo branco de exibido na TV. Cada condição foi repetida três vezes em uma ordem randomizada, totalizando 18 tentativas. Cada tentativa durou 40 segundos. A duração da tarefa cognitiva-visual foi maior (~ 64 s) do que a tarefa postural. Durante a coleta de dados, o experimentador iniciou a tarefa cognitiva-visual-cognitiva e iniciou a coleta de dados para a tarefa postural ~ 5 s depois. Após a finalização da coleta de dados para a tarefa postural, os participantes continuaram a tarefa cognitiva-visual até o final das 40 palavras. Os participantes foram instruídos que a tentativa terminou após a

conclusão da tarefa cognitiva-visual e, portanto, não estavam cientes do término da coleta de dados antes do final da tarefa cognitiva-visual.

Figura 6. As imagens ilustram os dispositivos de toque leve (A) e âncoras (B).

4.1.3. Análise dos dados

O período total de 40 s foi utilizado para análise. As coordenadas tridimensionais dos marcadores individuais foram filtradas por um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem, passa-baixa, com uma frequência de corte de 6 Hz. O software Nexus calculou o centro de massa do corpo inteiro (COM) usando parâmetros antropométricos fornecidos por Winter (2005) e com base nas coordenadas tridimensionais dos 39 marcadores, que definiram um modelo de 15 segmentos. A velocidade COM correspondeu à primeira derivada da posição COM (procedimento da diferença central).

O tempo para contato (TpC) foi calculado ao longo de toda a duração de cada tentativa nas direções AP e ML (Figura 7A, B) de acordo com Van Wegen et al. (2002) como segue: $TpC = (LBS - COM) / CÔM$, onde, LBS é o limite da base de suporte, COM a posição

do centro de massa e $\dot{COM}$ é a velocidade do COM. Os limites da base de suporte foram definidos com base na nos marcadores da segunda cabeça metatársica e do calcanhar de ambos os pés (Figura 7A). A posição média AP dos marcadores localizados nos metatarsos direito e esquerdo definiu a margem anterior, enquanto que a posição média AP dos marcadores localizados nos calcâneos direito e esquerdo definiu a margem posterior da base de suporte. A posição média ML dos marcadores do metatarso e calcâneo direito definiu a margem direita, enquanto que a posição média ML dos marcadores do metatarso e calcâneo esquerdo definiu a margem esquerda da base de suporte. O limite da base de suporte usado para calcular o TpC era dependente da orientação do vetor de velocidade do COM (Figura 7A). Por exemplo, quando o vetor de velocidade do COM apontava para o limite anterior da base de suporte, o TpC era calculado em relação a esse limite. Depois de obter o TpC de toda a série temporal, foi computado os valores absolutos do TpC nas direções AP e ML. Com base no trabalho de Haddad et al. (2006), foram identificados os mínimos locais da série temporal do TpC considerando o limiar de 40 s (Figura 7B). Valores mínimos representam o ponto de transição quando COM inverte sua direção de movimento. Após a identificação desses mínimos, foi calculada a média desses mínimos.

Para o cálculo da margem de estabilidade dinâmica (MED), primeiro foi calculada a posição do COM extrapolado (X_{coM}) de acordo com Hof; Gazendam e Sinke, (2005): $X_{coM} = COM + (\dot{COM}/\omega_0)$, onde COM é a posição atual do centro de massa, $\dot{COM}$ é a velocidade atual do centro de massa e $\omega_0 = \sqrt{g/l}$, onde g é a aceleração causada pela gravidade e l é a altura do centro de massa em relação a articulação do tornozelo. A MED corresponde à distância entre a posição X_{coM} e os limites da base de suporte (Figura 8A, B). Um valor positivo para MED indica que o X_{coM} está localizado dentro dos limites da base de suporte e o sistema é dinamicamente estável. Em ambas as direções AP e ML, o limite de base de suporte usado para calcular MED também foi dependente da orientação de velocidade

COM, como explicado para o TpC. A variabilidade da MED em relação a cada limite da base de suporte foi calculada como o *root mean square* (RMS), após eliminar qualquer desvio no sinal e ajustá-lo em torno de zero. Na direção ML, foi computada a MED para os lados direito e esquerdo, com base no número reduzido de indivíduos com dominância esquerda (caídores: 1; não-caídores: 2) (Figura 8B).

As coordenadas do centro de pressão (COP) obtidas da plataforma de força foram filtradas digitalmente por um filtro Butterworth de 4ª ordem e passa-baixa, com uma frequência de corte de 5 Hz (DUARTE; FREITAS, 2010). A amplitude média de oscilação (AMO) foi calculada como o desvio padrão das coordenadas do COP nas direções AP e ML (DUARTE; FREITAS, 2010; PALMIERI et al., 2002). A velocidade média de oscilação (VMO) foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação nas direções AP e ML. Foi calculada a frequência correspondente a 80% da potência total (F80) obtida a partir da densidade espectral de potência (PSD), nas direções AP e ML (BARATTO et al., 2002). Para o cálculo do PSD, foi usado o método de Welch. A área sob a curva PSD foi calculada para identificar a frequência correspondente a 80% da potência total.

As forças aplicadas à superfície de toque e os cabos das âncoras foram filtrados digitalmente por um filtro Butterworth de 4ª ordem e passa-baixa, com uma frequência de corte de 3 Hz. Com base no componente vertical, foi calculada a média e o RMS da força.

Para quantificar o desempenho na tarefa cognitiva, o erro absoluto foi calculado para cada tentativa e na sequência a soma desses erros foi realizada para cada participante, obtendo assim, o total dos erros absolutos.

4.1.4. Análise estatística

ANOVA para um fator foi utilizada para comparação entre os idosos caídores e não-caídores nos parâmetros antropométricos e nas características clínicas. Para o desempenho da

tarefa cognitiva-visual, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para a comparação entre os grupos e o teste de Wilcoxon para a comparação entre as condições. Para as análises estatísticas restantes foi utilizada a média das três tentativas. Para as variáveis de oscilação postural, foram realizadas MANOVA para três fatores (grupo [caidores, não-caidores] X contato háptico [sem contato, âncoras, TL] X tarefa cognitiva-visual [sem tarefa, com tarefa visual]) com medidas repetidas nos últimos dois fatores para o seguinte conjunto de variáveis dependentes: (1) TpC médio AP e ML; (2) RMS da margem de estabilidade dinâmica em relação a todos os limites da base de suporte (anterior, posterior, direita e esquerda); e (3) amplitude média de oscilação AP e ML; (4) velocidade média de oscilação AP e ML; e (5) F80 AP e ML. Análises univariadas foram realizadas para cada MANOVA. Foram realizadas ANOVA para três fatores (grupo X contatos hápticos [TL, âncora mão dominante, âncora mão não-dominante] X tarefa cognitiva-visual) com medidas repetidas nos dois últimos fatores para as seguintes variáveis dependentes: (1) força vertical média; e (2) RMS da força vertical. Testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni foram realizados para os efeitos principais e de interação. O nível de significância foi definido em $\alpha \leq 0,05$.

4.2. Resultados – Estudo 2

4.2.1. Características da amostra

A Tabela 3 apresenta os parâmetros antropométricos e clínicos de ambos os grupos. Como esperado, os idosos caidores apresentaram menores escores no Mini-BEST teste quando comparados aos idosos não caidores, os quais indicam um pior equilíbrio funcional.

Tabela 3. Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos parâmetros antropométrico e clínicos dos participantes.

Parâmetros	Caidores (n=22)	Não-Caidores (n=22)	Valor do p
Quedas	3,0 $\pm$ 2,4	–	–
Sexo (Feminino/Masculino)	19/3	19/3	–
Idade (anos)	74,0 $\pm$ 6,0	73,9 $\pm$ 5,8	0,95
Massa corporal (kg)	69,5 $\pm$ 6,5	68,4 $\pm$ 7,8	0,27
Altura (cm)	157,8 $\pm$ 15,1	160,2 $\pm$ 11,3	0,79
Mini Mental (pontos) ^a	28,4 $\pm$ 1,3	29,3 $\pm$ 5,0	0,012**
Educação (anos) ^a	7,5 $\pm$ 3,7	10,1 $\pm$ 4,9	0,048**
Mini-BESTeste (pontos) ^b	18,9 $\pm$ 3,6	26,0 $\pm$ 2,3	$\leq$ 0,001*
Teste de Trilhas - Parte A (s) ^c	47,3 $\pm$ 18,9	46,8 $\pm$ 14,1	0,93
Teste de Trilhas - Parte B (s) ^c	125,5 $\pm$ 67,3	104,7 $\pm$ 38,6	0,21
Baecke – Nível de Atividade Física (pontos) ^d	4,7 $\pm$ 2,3	4,7 $\pm$ 2,4	0,91
Sensibilidade – mão direita (pontos) ^e	3,1 $\pm$ 0,4	2,7 $\pm$ 0,2	0,003**
Sensibilidade – mão esquerda (pontos) ^e	3,0 $\pm$ 0,4	2,7 $\pm$ 0,2	0,007**
Sensibilidade – pé direito (pontos) ^e	4,2 $\pm$ 0,5	4,1 $\pm$ 0,4	0,29
Sensibilidade – pé esquerdo (pontos) ^e	4,3 $\pm$ 0,5	4,1 $\pm$ 1,2	0,10
Acuidade visual – olho direito (pontos) ^f	0,75 $\pm$ 0,2	0,81 $\pm$ 0,3	0,34
Acuidade visual – olho esquerdo (pontos) ^f	0,72 $\pm$ 0,2	0,81 $\pm$ 0,2	0,21
Teste de Stroop – Sentado Baseline (erros)	2,2 $\pm$ 1,7	1,1 $\pm$ 1,8	0,07
Teste de Stroop - Postura - Baseline (erros)	3,6 $\pm$ 4,0	2,3 $\pm$ 2,8	0,197
Teste de Stroop - Postura - Ancoras (erros)	2,5 $\pm$ 2,3	2,8 $\pm$ 2,7	0,943
Teste de Stroop - Postura – Toque leve (erros)	3,0 $\pm$ 3,6	2,3 $\pm$ 2,7	0,518

^a Escore total 30 pontos – nota de corte 24 pontos de acordo com os anos de escolaridade.

^b Escore total 28 pontos – quanto maior, melhor o equilíbrio.

^c Escore máximo de 180 segundos para a parte A e 300 segundos para parte B.

^d Escore próximo de zero indica baixo nível de atividade física.

^e Escala Exponencial: monofilamento verde: 2,7 pontos (0,05 gf) considerado índice de sensibilidade normal para mãos e pés; monofilamento azul: 3,3 pts (0,2 gf); monofilamento violeta: 4,3 pontos (2,0 gf) considerado índice de sensibilidade normal para os pés.

^f Escore próximo de um indica acuidade visual normal ou próxima do normal

* Indica diferença significativa entre grupos

** Indica diferença significativa entre grupos, contudo, os valores estão dentro do intervalo clínico normal.

Os resultados estatísticos detalhados estão disponíveis na Tabela 4. Não houve efeito de grupo ou efeitos de interação envolvendo grupo para nenhuma das variáveis investigadas, exceto para o RMS da força vertical, conforme descrito na sequência.

Tabela 4. Resultados estatísticos para efeitos principais e de interação da MANOVA e ANOVA univariada^s para o tempo para contato (TpC) nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), *root mean square* (RMS) da margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação a todos os quatro limites da base de suporte (anterior, posterior, direita e esquerda), variáveis do centro de pressão nas direções AP e ML (amplitude média de oscilação, AMO | velocidade de oscilação média, VMO) e força vertical aplicada na superfície de suporte ou nos cabos das âncoras. Os valores de p em negrito indicam os efeitos significativos.

Variáveis	Grupo	Contato Háptico	Tarefa Cognitiva-visual	Contato Háptico * Tarefa Cognitiva-visual	Grupo * Contato Háptico	Grupo * Tarefa Cognitiva-visual	Grupo*Contato Háptico * Tarefa Cognitiva-visual
<u>MANOVA – TpC</u>	Wilks' $\lambda=0,959$, F _{2,41} =0,872, p=0,426	Wilks' $\lambda=0,104$, F _{4,39} =84,225, p≤0,0001	Wilks' $\lambda=0,893$, F _{2,41} =2,445, p=0,099	Wilks' $\lambda=0,900$, F _{4,39} =2,445, p=0,375	Wilks' $\lambda=0,908$, F _{4,39} =0,994, p=0,422	Wilks' $\lambda=0,958$, F _{2,41} =0,902, p=0,414	Wilks' $\lambda=0,974$, F _{4,39} =0,258, p=0,903
<i>Análise univariada</i>							
TpC-AP	F _{1,42} =1,766, p=0,191	F _{2,84} =109,471, p≤0,0001	F _{1,42} =4,998, p=0,031	F _{2,84} =0,269, p=0,765	F _{2,84} =0,428, p=0,654	F _{1,42} =0,539, p=0,467	F _{2,84} =0,009, p=0,991
TpC-ML	F _{1,42} =0,019, p=0,892	F _{2,84} =59,604, p≤0,0001	F _{1,42} =2,852, p=0,441	F _{2,84} =1,661, p=0,196	F _{2,84} =0,889, p=0,415	F _{1,42} =1,724, p=0,196	F _{2,84} =0,619, p=0,541
<u>MANOVA - RMS da MED</u>	Wilks' $\lambda=0,881$, F _{4,39} =1,311, p=0,283	Wilks' $\lambda=0,072$, F _{8,35} =56,083, p≤0,0001	Wilks' $\lambda=0,693$, F _{4,39} =4,312, p=0,006	Wilks' $\lambda=0,691$, F _{8,35} =1,955, p=0,082	Wilks' $\lambda=0,837$, F _{8,35} =0,849, p=0,567	Wilks' $\lambda=0,971$, F _{4,39} =0,287, p=0,885	Wilks' $\lambda=0,837$, F _{8,35} =0,854, p=0,563
<i>Análise univariada</i>							
Limite anterior	F _{1,42} =0,334, p=0,566	F _{2,84} =160,442, p≤0,0001	F _{1,42} =17,973, p≤0,0001	F _{2,84} =5,048, p=0,009	F _{2,84} =0,430, p=0,652	F _{1,42} =0,133, p=0,717	F _{2,84} =1,056, p=0,352
Limite posterior	F _{1,42} =0,120, p=0,731	F _{2,84} =160,208, p≤0,0001	F _{1,42} =12,543, p≤0,0001	F _{2,84} =2,872, p=0,062	F _{2,84} =0,874, p=0,421	F _{1,42} =0,253, p=0,618	F _{2,84} =0,538, p=0,586
Limite direito	F _{1,42} =1,327, p=0,256	F _{2,84} =73,194, p≤0,0001	F _{1,42} =2,092, p=0,155	F _{2,84} =0,163, p=0,850	F _{2,84} =1,132, p=0,327	F _{1,42} =0,010, p=0,921	F _{2,84} =1,040, p=0,358
Limite esquerdo	F _{1,42} =0,747, p=0,392	F _{2,84} =75,645, p≤0,0001	F _{1,42} =2,663, p=0,110	F _{2,84} =0,187, p=0,830	F _{2,84} =1,573, p=0,213	F _{1,42} =0,063, p=0,803	F _{2,84} =0,595, p=0,554
<u>MANOVA - AMO</u>	Wilks' $\lambda=0,970$, F _{2,41} =0,629, p=0,538	Wilks' $\lambda=0,076$, F _{4,39} =119,045, p≤0,0001	Wilks' $\lambda=0,716$, F _{2,41} =8,131, p=0,001	Wilks' $\lambda=0,738$, F _{4,39} =3,460, p=0,016	Wilks' $\lambda=0,881$, F _{4,39} =1,321, p=0,119	Wilks' $\lambda=0,952$, F _{2,41} =1,024, p=0,368	Wilks' $\lambda=0,923$, F _{4,39} =0,816, p=0,523
<i>Análise univariada</i>							

AMO-AP	$F_{1,42}=0,147,$ $p=0,703$	$F_{2,84}=164,963,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=15,393,$ $p\leq 0,0001$	$F_{2,84}=4,377,$ $p=0,015$	$F_{2,84}=0,918,$ $p=0,403$	$F_{1,42}=1,625,$ $p=0,209$	$F_{2,84}=0,312,$ $p=0,733$
AMO-ML	$F_{1,42}=1,184,$ $p=0,283$	$F_{2,84}=90,308,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=0,993,$ $p=0,325$	$F_{2,84}=0,057,$ $p=0,944$	$F_{2,84}=2,721,$ $p=0,072$	$F_{1,42}=0,002,$ $p=0,964$	$F_{2,84}=1,031,$ $p=0,361$
<u>MANOVA – VMO</u>	Wilks' $\lambda=0,993,$ $F_{2,41}=0,135,$ $p=0,874$	Wilks' $\lambda=0,117,$ $F_{4,39}=73,238,$ $p\leq 0,0001$	Wilks' $\lambda=0,874,$ $F_{2,41}=2,960,$ $p=0,063$	Wilks' $\lambda=0,891,$ $F_{4,39}=1,192,$ $p=0,330$	Wilks' $\lambda=0,827,$ $F_{4,39}=2,039,$ $p=0,108$	Wilks' $\lambda=0,946,$ $F_{2,41}=1,162,$ $p=0,323$	Wilks' $\lambda=0,929,$ $F_{4,39}=0,746,$ $p=0,567$
<i>Análise univariada</i>							
VMO-AP	$F_{1,42}=0,002,$ $p=0,969$	$F_{2,84}=119,994,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=0,742,$ $p=0,394$	$F_{2,84}=0,139,$ $p=0,871$	$F_{2,84}=1,173,$ $p=0,314$	$F_{1,42}=0,247,$ $p=0,622$	$F_{2,84}=1,212,$ $p=0,303$
VMO-ML	$F_{1,42}=0,437,$ $p=0,679$	$F_{2,84}=83,155,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=5,690,$ $p=0,022$	$F_{2,84}=1,755,$ $p=0,179$	$F_{2,84}=3,236,$ $p=0,043$	$F_{1,42}=0,837,$ $p=0,365$	$F_{2,84}=0,011,$ $p=0,989$
<u>MANOVA - F80</u>	Wilks' $\lambda=0,957,$ $F_{2,41}=0,915,$ $p=0,409$	Wilks' $\lambda=0,229,$ $F_{4,39}=32,844,$ $p\leq 0,0001$	Wilks' $\lambda=0,628,$ $F_{2,41}=12,164,$ $p\leq 0,0001$	Wilks' $\lambda=0,920,$ $F_{4,39}=0,850,$ $p=0,502$	Wilks' $\lambda=0,913,$ $F_{4,39}=0,927,$ $p=0,458$	Wilks' $\lambda=0,931,$ $F_{2,41}=1,519,$ $p=0,231$	Wilks' $\lambda=0,865,$ $F_{4,39}=1,526,$ $p=0,213$
<i>Análise univariada</i>							
F80-AP	$F_{1,42}=0,699,$ $p=0,408$	$F_{2,84}=75,278,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=24,606,$ $p\leq 0,0001$	$F_{2,84}=1,722,$ $p=0,185$	$F_{2,84}=1,320,$ $p=0,273$	$F_{1,42}=2,849,$ $p=0,099$	$F_{2,84}=2,096,$ $p=0,129$
F80-ML	$F_{1,42}=1,849,$ $p=0,181$	$F_{2,84}=9,234,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=1,852,$ $p=0,181$	$F_{2,84}=0,127,$ $p=0,881$	$F_{2,84}=0,228,$ $p=0,797$	$F_{1,42}=0,610,$ $p=0,439$	$F_{2,84}=0,996,$ $p=0,374$
<u>ANOVA</u>							
Média – força vertical	$F_{1,42}=2,417,$ $p=0,127$	$F_{2,84}=67,958,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=22,376,$ $p\leq 0,0001$	$F_{2,84}=2,133,$ $p=0,125$	$F_{2,84}=2,791,$ $p=0,067$	$F_{1,42}=0,074,$ $p=0,786$	$F_{2,84}=0,800,$ $p=0,453$
RMS – força vertical	$F_{1,42}=4,127,$ $p=0,049$	$F_{2,84}=39,369,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=0,592,$ $p=0,446$	$F_{2,84}=0,249,$ $p=0,780$	$F_{2,84}=7,662,$ $p\leq 0,0001$	$F_{1,42}=1,755,$ $p=0,192$	$F_{2,84}=0,826,$ $p=0,441$

4.2.2. Tempo para contato (TpC)

A MANOVA revelou efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e as análises univariadas mostraram diferenças nas direções AP ($p \leq 0,0001$) e ML ($p \leq 0,0001$). O TpC foi maior na condição de TL do que nas condições sem contato ($p \leq 0,012$) e âncora ($p \leq 0,0001$) em ambas as direções AP e ML (Figura 7C, D). Na condição sem contato, maiores valores do TpC AP ($p < 0,001$) e menores valores de TpC ML ($p = 0,042$) foram observados quando comparados às condições de âncora (Figura 7 C, D).

Figura 7. (A) Ilustração do sentido do vetor da velocidade do COM (*CÔM*) utilizado para calcular a margem de estabilidade dinâmica (MED) e o tempo para contato (TpC) nas direções AP e ML. As linhas pontilhadas indicam as margens anterior, posterior, direita e esquerda da base de suporte, assim como os vetores da velocidade do COM no sentido AP e ML apontando para essas margens. (B) Representação dos vários valores mínimos da série temporal do TpC (abaixo de 40 s) considerados para determinação do TpC AP e ML. (C) Média e erro padrão da média para os valores médios do tempo para contato (TpC) na direção AP. (D) Média e erro padrão da média para os valores médios do TpC na direção ML. *diferença estatisticamente significativa para condição.

4.2.3. Margem de Estabilidade Dinâmica

A MANOVA revelou efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e de tarefa cognitiva-visual ($p = 0,006$). Para o contato háptico, as análises univariadas mostraram efeitos em todos os limites da base de suporte (anterior: $p \leq 0,0001$ | posterior: $p \leq 0,0001$ | direito: $p \leq 0,0001$ | esquerdo: $p \leq 0,0001$). Os testes de post hoc mostraram menores valores de RMS para todos os limites da base de suporte nas condições de TL e âncoras que nas condições sem contato ($p \leq 0,0001$). Ainda, o RMS foi menor nas condições de TL que nas condições de âncoras ($p \leq 0,0001$) (Figura 8C-F). Para o efeito de tarefa cognitiva-visual, as análises univariadas revelaram diferenças para o RMS nos limites da base de suporte anterior ($p \leq 0,0001$) e posterior ($p \leq 0,0001$). A adição da tarefa visual resultou em uma redução no RMS para os limites da base de suporte anterior ($p \leq 0,0001$) e posterior ($p = 0,001$) quando comparados às condições sem tarefa visual (Figura 8G, H).

Figura 8. Ilustração da posição do centro de massa extrapolado (XcoM), representado pela linha mais grossa, dos limites das bases de suporte, representados pelas linhas mais finas, nas direções AP (A) e ML (B). As setas indicam a margem de estabilidade dinâmica (MED) em relação aos limites da base de suporte anterior e posterior (AP) e direita e esquerda (ML). Média e erro padrão da média para o RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (C), posterior (D), direita (E) e esquerda (F). Média e erro padrão da média para o RMS da MED em relação aos limites da base de apoio anterior (G) e posterior (H) para cada tarefa. *diferença estatisticamente significativa para condição **diferença estatisticamente significativa para tarefa.

4.2.4. Centro de pressão

AMO. A MANOVA identificou efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e de tarefa cognitivo-visual ($p = 0,001$), bem como a interação entre contato háptico e tarefa cognitivo-visual ($p = 0,016$). O efeito de contato háptico ocorreu em ambas as direções AP ($p \leq 0,0001$) e ML ($p \leq 0,0001$). A AMO foi menor nas condições TL ($p \leq 0,0001$) e âncora ($p = 0,003$) em comparação com a condição sem contato (Figura 9A, B) e menor na condição TL que na condição âncora ($p \leq 0,0001$). Os efeitos da tarefa cognitivo-visual ($p \leq 0,0001$) e a interação ($p = 0,015$) estavam presentes apenas na direção AP. A presença da tarefa cognitivo-visual reduziu a AMO nas condições sem contato ($p = 0,008$) e âncora ($p \leq 0,0001$), mas não na condição de TL (Figura 9C).

VMO. A MANOVA apresentou apenas efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e as análises univariadas identificaram este efeito nas direções AP ($p \leq 0,0001$) e ML ($p \leq 0,0001$). A VMO foi menor nas condições TL ($p \leq 0,0001$) e âncora ($p \leq 0,0001$) em comparação com a condição sem contato (Figura 9D, E), e menor na condição TL do que na condição âncora ($p \leq 0,0001$).

F80. A MANOVA exibiu efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e de tarefa cognitivo-visual ($p \leq 0,0001$). Para o efeito de contato háptico, as análises univariadas identificaram diferenças nas direções AP ($p \leq 0,0001$) e ML ($p \leq 0,0001$). A F80 foi maior na condição de TL que na condição sem contato ($p \leq 0,004$) e condições de âncora ($p \leq 0,0001$, Figura 9F, G), que foram diferentes entre si ($p \leq 0,0001$), mas apenas na direção AP. As análises univariadas identificaram efeito de tarefa cognitivo-visual apenas na direção AP ($p \leq 0,0001$). A F80 foi maior com a tarefa cognitivo-visual do que sem ela ($p \leq 0,0001$, Figura 9H).

Figura 9. Média e erro padrão da média para a amplitude média de oscilação nas condições de informação háptica nas direções AP (A) e ML (B) e a interação entre condição e tarefa (C). Média e erro padrão da média para a velocidade média de oscilação nas condições de informação háptica nas direções AP (D) e ML (E). Média e erro padrão da média para a frequência a 80% nas condições de informação háptica nas direções AP (F) e ML (G) e nas condições de tarefa cognitiva-visual (H). *diferença estatisticamente significativa para condição **diferença estatisticamente significativa para tarefa (ver texto para os valores exatos do p)

4.2.5. Força

A ANOVA identificou efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e de tarefa cognitiva-visual ($p \leq 0,0001$). A força foi menor na condição de TL do que na condição de âncora em ambas as mãos ($p \leq 0,0001$, Figura 10A). A força aumentou na presença da tarefa cognitivo-visual ($p \leq 0,0001$, Figura 10B). Para o RMS, a ANOVA apontou um efeito principal de contato háptico ($p \leq 0,0001$) e uma interação entre grupo e contato háptico ($p \leq 0,0001$). O RMS foi menor na condição de TL do que na condição de âncora ($p \leq 0,0001$, Figura 10C). A

interação mostrou que o RMS na condição de âncora com a mão não dominante foi maior para os não caídores do que para os caídores ($p=0,003$, Figura 10D).

Figura 10. Média e erro padrão da média para a força média aplicada nas condições de TL e âncoras (A). Média e erro padrão da média para a força média aplicada nas condições com e sem tarefa cognitiva-visual (B). Média e erro padrão da média para o RMS da força vertical aplicada nas condições de TL e âncoras (C). Média e erro padrão para o RMS da força vertical aplicada nas condições de interação entre condição e grupo (D). *diferença estatisticamente significativa para condição **diferença estatisticamente significativa para tarefa † diferença estatisticamente para grupos (ver texto para os valores exatos do p)

4.2.6. Desempenho da tarefa cognitiva

Na posição sentada, a ANOVA não mostrou diferenças entre os grupos (Tabela 3). Na tarefa em pé, o teste de Mann-Whitney não mostrou diferenças significativas entre os grupos (Tabela 3) e o teste de Wilcoxon também não mostrou diferença significativa entre as condições hápticas.

4.3. Discussão - Estudo 2

Foi investigado o efeito das dicas hápticas fornecidas pelo TL e pelas âncoras, e a

tarefa cognitiva-visual no controle postural de idosos com e sem histórico de quedas. A hipótese primária foi parcialmente apoiada, uma vez que ambos os grupos se beneficiaram de forma semelhante das âncoras e do TL; no entanto, não houve diferença entre os grupos como esperado. Conforme esperado, a presença da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural em ambos os grupos. Diferente da hipótese, a tarefa cognitiva-visual aumentou a quantidade de força aplicada. Ambos os grupos tiveram um desempenho semelhante na tarefa cognitiva-visual e esse resultado foi independente da condição de estímulo háptico. Estas principais descobertas são discutidas mais abaixo.

4.3.1. Tanto os idosos caidores quanto os não-caidores se beneficiaram igualmente das dicas hápticas adicionais

As semelhanças nas características antropométricas e clínicas asseguraram grupos homogêneos com diferenças potenciais devido à história de quedas. As diferenças nos resultados do MiniBESTest indicam uma diferença no equilíbrio funcional entre os grupos; no entanto, não houve diferença nas variáveis de controle postural entre os grupos nas condições sem contato e sem tarefa cognitiva-visual. Este resultado contradiz estudos anteriores que mostraram uma diferença na oscilação postural entre caidores e não caidores (para uma revisão, ver WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). É possível que a base de suporte reduzida (ou seja, ficar em pé com os pés juntos) não tenha sido desafiadora o suficiente para diferenciar entre caidores e não caidores. Uma tarefa postural mais desafiadora poderia criar mais oportunidades para os caidores mudarem sua oscilação postural com os recursos hápticos disponíveis, conforme sugerido anteriormente (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014; MORAES et al., 2018).

Ambos os grupos se beneficiaram de forma semelhante com a adição de informação háptica fornecida pelas âncoras e pelo TL em ambas as direções AP e ML. Esta adição de

informação háptica reduziu a AMO e VMO nas direções AP e ML e o RMS da margem de estabilidade dinâmica em relação a todos os limites da base de suporte. O TpC aumentou em ambas as direções, AP e ML, com o TL em comparação com as outras condições. Estes resultados são consistentes com outros que encontraram uma redução na oscilação postural em idosos com a adição de informação háptica fornecida pelas âncoras (FREITAS; MAUERBERG-DECASTRO; MORAES, 2013; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014) e pelo TL (BACCINI et al., 2007; BALDAN et al., 2014). As âncoras e o TL fornecem informações sobre a orientação do corpo em relação ao solo, permitindo a detecção precisa e rápida de mudanças na orientação postural, que é usada para fornecer controle postural adequado. Curiosamente, o TL foi mais eficaz na redução da oscilação postural do que as âncoras. A maior quantidade de graus de liberdade para controlar os cabos das âncoras no espaço pode contribuir para essa diferença (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014; MORAES et al., 2018). Com as âncoras, o contato com a superfície é mediado por cabos flexíveis acoplados a numerosas articulações e segmentos que permitem movimentos em diferentes direções, e possibilidades variáveis de rotação da mão/cabo em torno do contato fixo no solo, expandindo a redundância e proporcionando um sistema mais exploratório do que o TL. A maior variabilidade da força aplicada nos cabos das âncoras, em comparação com a condição TL, sugere um comportamento mais exploratório com as âncoras. O comportamento menos exploratório com TL pode refletir um controle mais rígido (FRANZÉN et al., 2011), pois houve um aumento no conteúdo da frequência da oscilação postural combinado com uma diminuição na amplitude de oscilação postural (WINTER et al., 1998).

Uma explicação complementar à hipótese sensorial, que postula que mudanças na oscilação postural dependem da adição de informações perceptivas (JEKA; LACKNER, 1994) é a hipótese da integração funcional (RICCIO; STOFFREGEN, 1988) que defende que

o controle postural atende ao objetivo da tarefa suprapostural (CHEN; TSAI, 2015), que é, neste caso, manter a ponta do dedo tocando a barra ou as mãos no espaço para manter o cabo esticado. É possível que o sistema de controle postural possa ser modulado dinamicamente para atender a demanda de acurácia necessária para as tarefas hápticas (CHEN; TSAI, 2015; RILEY et al., 1999), o que, por sua vez, facilita a detecção das dicas hápticas. Nesse caso, nossos achados poderiam ser interpretados como uma integração funcional entre o controle postural e a informação háptica (CHEN et al., 2015; CHEN; TSAI, 2015) com a demanda de precisão de aplicar uma quantidade limitada de força vertical em ambos os paradigmas de TL e âncoras. Além disso, a capacidade de modular funcionalmente a oscilação postural em apoio a uma tarefa supra-postural não parece ser degradada em idosos que são caídores, semelhante ao que já foi demonstrado em idosos que não-caídores (STOFFREGEN, 2016).

4.3.2. A presença da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural em ambos os grupos

A execução simultânea da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural na direção AP, como mostrado pela redução na amplitude média de oscilação e no RMS da margem de estabilidade dinâmica em idosos caídores e não-caídores. O aumento da frequência contendo a excursão do centro de pressão na direção AP com a tarefa cognitiva-visual indica uma oscilação postural mais rígida do que sem a tarefa como sugerido anteriormente. De acordo com estudos anteriores (PRADO, STOFFREGEN; DUARTE, 2007, CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018), a modulação na oscilação postural é um mecanismo usado para facilitar a execução da tarefa visual (isto é, hipótese de integração funcional). É importante notar que as mudanças devido à tarefa cognitiva-visual foram restritas à direção AP, o que reforça o argumento em favor da hipótese de integração funcional. A estabilização visual através do aparato na direção do AP facilitou a detecção da coincidência de cor do texto e significado da palavra. Essa interação entre controle postural e sistema visual é

importante em tarefas que requerem controle visual preciso (PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007, CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). Prado et al. (2007) mostrou essa integração funcional em adultos jovens e idosos. Nossos resultados apoiam essa hipótese de integração funcional em idosos e se estendem a este achado para idosos classificados como caídores, apesar de seu equilíbrio funcional comprometido, o que indica que eles ainda são capazes de modular seu controle postural para permitir o desempenho de outras tarefas.

A presença da tarefa cognitiva-visual reduziu a oscilação postural na direção AP nas condições sem contato e âncoras, mas não na condição de TL (Figura 6C). Este resultado contradiz Chen et al. (2015, 2018), que descobriram que a tarefa de busca visual reduziu a oscilação postural igualmente nas condições *baseline* e TL em adultos jovens e idosos. Conforme discutido acima, tanto as âncoras como o TL reduziram a oscilação postural, mas essa redução foi mais evidente na condição TL. Uma possibilidade é que o efeito do TL na oscilação postural atingiu a redução mais viável na oscilação postural (i.e., efeito teto). Nesse caso, o sistema de controle postural não seria capaz de reduzir ainda mais a oscilação postural na presença da tarefa cognitiva-visual combinada com a condição de TL. Como a reserva funcional em adultos jovens é maior do que em idosos (CAMPBELL; BUCHNER, 1997), o sistema de controle postural foi capaz de reduzir ainda mais a oscilação postural com a tarefa de busca visual, o que não foi o caso dos idosos do presente estudo. A integração funcional entre o controle postural e o sistema visual em idosos parece estar limitada à capacidade do sistema de controle postural em reduzir ainda mais a oscilação postural.

De acordo com a hipótese de integração funcional, a presença do TL melhoraria o desempenho na tarefa visual (CHEN et al., 2015; CHEN et al., 2018). Na verdade, Chen et al. (2015) observaram que a condição de TL melhorou o desempenho na tarefa de busca visual, o que não era o caso no presente estudo. Esta falta de melhoria no presente estudo pode ser devido às diferenças nas tarefas visuais. Chen et al. (2015) usou uma tarefa de busca onde os

participantes tiveram que ler um texto (tamanho de 12 pontos) projetado na frente deles a uma distância de 100 cm e mentalmente contar o número de vezes que uma letra predeterminada apareceu no texto. Chen et al. (2018) usaram uma tarefa de busca similar com texto de tamanho diferente (tamanho de 18 pontos) projetado a uma distância menor (40 cm). Os participantes foram convidados a contar em silêncio o número de vezes que um número predeterminado apareceu no texto. A demanda por essas tarefas é maior do que a utilizada no presente estudo, e os participantes poderiam aproveitar mais a estabilização do corpo para identificar a letra/número repetido. O efeito da diminuição da oscilação postural seria mais evidente na tarefa de busca visual mais difícil.

4.3.3. A presença da tarefa cognitiva-visual aumentou a força aplicada nas condições de dicas hápticas

Embora a tarefa cognitiva-visual tenha reduzido a oscilação postural, aumentou a força vertical aplicada nas condições de dicas hápticas (isto é, âncoras e TL). Este resultado também contradiz Chen e colaboradores (2015; 2018), uma vez que esses autores não encontraram diferença na força aplicada à barra de toque devido à tarefa visual em adultos jovens e idosos. Os participantes foram instruídos a aplicar uma pequena quantidade de força nas condições de adição háptica. Eles experimentaram a força máxima que poderiam aplicar e foram instruídos a usar essa informação como uma referência. Semelhante aos estudos anteriores (CHEN et al., 2015 CHEN et al., 2018), nossa tarefa cognitiva-visual envolveu uma soma mental; no entanto, devido ao processo de envelhecimento, essas duas tarefas (referência de força e soma mental) poderiam ter interferido entre si. Sabe-se que idosos têm dificuldades em realizar duas tarefas cognitivas simultaneamente (HUXHOLD et al., 2006; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002), o que pode ter prejudicado o desempenho da tarefa háptica.

4.3.4. Limitações

Apesar dos achados discutidos nas seções anteriores, o presente estudo tem limitações. Embora a condição de pés juntos tenha sido usada para desafiar a tarefa postural (MELZER et al., 2004), essa manipulação pode não ser suficientemente desafiadora e consistente para diferenciar idosos caídores e não caídores. A ausência de diferenças entre os grupos na oscilação postural com a informação háptica poderia ser explicada, pelo menos parcialmente, por essa similaridade na oscilação postural na condição sem contato. Assim, o efeito de ambas as informações hápticas e tarefa visual concomitante no controle postural deve ser estudado usando tarefas posturais ainda mais desafiadoras. Outro aspecto a considerar é o método usado para quantificar o desempenho da tarefa cognitiva-visual, pois pode estar propenso a erros. Por exemplo, o participante poderia eventualmente contar uma palavra incongruente corretamente e uma congruente incorretamente no mesmo teste, o que resulta em erro zero. Ao evitar o uso da vocalização ou outras tarefas motoras para minimizar a interferência na tarefa postural, aumenta a chance de erro na quantificação do desempenho na tarefa cognitiva. Também é importante notar que algumas de nossas variáveis estão correlacionadas entre si.

4.4. Conclusões - Estudo 2

O histórico de quedas não influenciou o uso e os benefícios das dicas hápticas. Ambos os grupos reduziram a oscilação postural com as dicas hápticas, mas este efeito foi mais pronunciado para a condição de TL em comparação com as âncoras. Os idosos que caíram mais que duas vezes no último ano foram capazes de modular funcionalmente sua oscilação postural para cumprir as demandas da tarefa cognitiva-visual, o que fornece suporte adicional para a hipótese da integração funcional.

5. DISCUSSÃO GERAL

A presente tese investigou os efeitos das dicas hápticas e de tarefas cognitivas no controle postural de adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas. Os resultados do Estudo 1 revelaram que tanto as âncoras quanto as tarefas cognitivas diminuíram, de forma independente, a oscilação postural. Além disso, não houve diferença entre as tarefas visual e auditiva na redução da oscilação postural, exceto no tempo para contato. O uso das âncoras não influenciou o desempenho na tarefa cognitiva. Os resultados do Estudo 1 suportam a hipótese de integração funcional anteriormente observada em tarefas de busca visual (CHEN et al., 2015) e estendem essa hipótese para tarefas cognitivas auditivas. Ao direcionar a atenção para a tarefa cognitiva, o controle postural pode ter se tornado mais automático e mais eficiente (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; POLSKAIA et al., 2015; RICHER et al., 2017).

Os resultados do Estudo 2 mostraram que os idosos caídores e não caídores se beneficiaram de forma semelhante das âncoras e do TL. Da mesma forma, ambos os grupos reduziram a oscilação postural na presença da tarefa cognitiva-visual e tiveram um desempenho semelhante na tarefa cognitiva-visual, que foi independente da condição de estímulo háptico. No entanto, a tarefa cognitiva-visual aumentou a quantidade de força aplicada na barra de toque e nos cabos das âncoras. Os principais achados entre idosos e adultos jovens serão discutidos na sequência.

5.1. A estabilização da cabeça no espaço é importante para a realização da tarefa cognitiva auditiva em adultos jovens

A presença das tarefas cognitivas visual e auditiva reduziu a oscilação postural e o movimento da cabeça, o que suporta a hipótese de integração funcional anteriormente observada em tarefas de busca visual (CHEN et al., 2015) e estendem essa hipótese para as

nossas tarefas cognitivas auditivas. O controle postural pode ser flexivelmente modulado para atingir os objetivos das tarefas não posturais, no caso, as tarefas visual e auditiva. Essa modulação pode ser obtida por um mecanismo de controle mais automático como os estudos sobre automaticidade de ação tem sugerido (POLSKAIA et al., 2015; POLSKAIA; LAJOIE, 2016a; POLSKAIA; LAJOIE, 2016b). As tarefas cognitivas visual e auditiva podem ter desviado a atenção do controle postural permitindo que a oscilação corporal se autorregulasse em um modo mais automático e eficiente de controle (WULF; MCNEVIN; SHEA, 2001; POLSKAIA et al., 2015; RICHER et al., 2017). Utilizar tarefas cognitivas visuais e auditivas contínuas e exigentes podem modificar o desempenho postural alterando a alocação do foco atencional e o mantendo constante na tarefa cognitiva, o que contribui para minimizar as oportunidades de interferência consciente no controle postural em adultos jovens (POLSKAIA; LAJOIE, 2016b). As tarefas cognitivas visual e auditiva também apresentaram natureza contínua (i.e., intervalos interestímulo menores que 2 s), o que pode ter alocado e mantido o foco de atenção na tarefa cognitiva, permitindo ao controle postural atuar em um modo de controle mais automático e eficiente.

5.2. Idosos caidores são capazes de modular sua oscilação postural para atender aos objetivos da tarefa cognitiva visual

Independente do histórico de quedas, os idosos apresentaram redução na amplitude de oscilação postural na direção AP nas condições de dicas hápticas e na presença da tarefa cognitiva visual. Esses resultados confirmam que os idosos, independentemente do seu histórico de quedas, foram capazes de modular funcionalmente a oscilação postural para desempenhar a tarefa cognitiva visual. Chen et al. (2018) observaram que o TL reduziu a oscilação postural em idosos ao mesmo tempo em que melhorou precisão da tarefa de busca em idosos. Nossos resultados confirmam os benefícios das dicas hápticas na redução da

oscilação, contudo, diferentemente do observado por Chen et al. (2018), o TL e as âncoras não foram eficazes em melhorar o desempenho da tarefa cognitiva visual.

5.4. Conclusões gerais

A partir dos resultados observados em ambos os estudos, podemos concluir que tanto o TL quanto as âncoras foram eficazes na redução da oscilação postural em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas. Além disso, as tarefas cognitivas visuais e auditivas também influenciaram a oscilação postural, de forma que na presença dessas tarefas o sistema de controle postural atuou de forma integrada com a tarefa cognitiva para facilitar sua execução. Em particular, os idosos caídores mantêm a capacidade de modular a oscilação postural quando solicitados a realizar uma tarefa cognitiva concomitante.

5.3. Implicações clínicas e práticas

Considerando que este é o primeiro estudo a quantificar os efeitos das dicas hápticas e de tarefas cognitivas no controle postural de adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas. Os resultados dessa tese ampliam o conhecimento que se tem até o presente momento, especialmente em relação à capacidade dos idosos com e sem histórico de quedas em modular funcionalmente o controle postural para facilitar o desempenho das tarefas cognitivas e hápticas. A descoberta desse comportamento possibilita melhor compreensão sobre a integração funcional com potenciais implicações nos cuidados clínicos e em programas de intervenção e reabilitação do equilíbrio para aqueles que têm dificuldades em controlar a postura e se engajar em tarefas cognitivas do dia-a-dia que exigem controle cognitivo-visual com demanda de precisão.

Dessa forma, é possível inferir que tarefas cognitivas e dicas hápticas podem ser utilizadas como ferramentas importantes na prática clínica e em programas de intervenção e

reabilitação de idosos, em especial àqueles com histórico de quedas. Considerando que estes idosos (caidores e não-caidores) apresentaram capacidade de modular funcionalmente o controle postural em detrimento dessas tarefas não-posturais, pode-se dizer que os mecanismos envolvidos no controle postural possam ser treináveis e consequentemente, estimulados de maneira a condicionar e modular o comportamento postural diante de tarefas dessa natureza, tão comuns e tão importantes nas tarefas do dia-a-dia.

6. REFERÊNCIAS

- ARORA, T., MUSSELMAN, K. E., LANOVAZ, J., OATES, A. Effect of haptic input on standing balance among individuals with incomplete spinal cord injury. **Neuroscience Letters**, v. 642, p. 91-96, 2017.
- 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, n. 1, 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. **The 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 problem: a systematic review. **Gait & Posture**, v. 40, p. 1–10, 2014.
- BARATTO, L.; MORASSO, P.G.; RE, C.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, p. 246-270, 2002.
- BARBIERI, F.A.; SANTOS, P.C.R.; VITÓRIO, R.; van DIEËN, J.H.; GOBBI, L.T.B. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults, **Gait & Posture**, v. 38, p. 702–707, 2013.
- BOISGONTIER, M. P.; BEETS, I. A.M.; DUYSSENS, J.; NIEUWBOER, A.; KRAMPE, R. T.; SWINNEN, S. P. Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 37, p. 1824-1837, 2013.
- BONNET, C. T.; BAUDRY, S. Active vision task and postural control in healthy, young

adults: Synergy and probably not duality. **Gait & Posture**, v. 48, p. 57–63, 2016.

BONNET, C. T.; SZAFFARCZYK, S.; BAUDRY, S. Functional synergy between postural and visual behaviors when performing a difficult precise visual task in upright stance. **Cognitive Science**, v. 41, p. 1675–1693, 2017.

BOREL, L.; ALESCIO-LAUTIER, B. Posture and cognition in the elderly: Interaction and contribution to the rehabilitation strategies. **Clinical Neurophysiology**, v. 44, p. 95-107, 2014.

BRUCKI, S.M.D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P.H.F.; OKAMOTO, I.H. Sugestões para o uso do Mini-Exame do Estado Mental no Brasil [Suggestions for utilization of the Mini Mental State Examination in Brazil] **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 61, p. 777–781, 2003.

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

CAMPBELL, A.J.; BUCHNER, D.M. Unstable disability and the fluctuations of frailty. **Age Ageing**, v. 26, p. 315-318, 1997.

CHANG, C-H.; WADE, M. G.; STOFFREGEN, T.A.; HSU, C-Y.; PAN, C-Y. Visual tasks and postural sway in children with and without Autism Spectrum Disorder. **Research in Developmental Disabilities**, v. 31, p. 1536–1542, 2010.

CHEN, F-C.; STOFFREGEN, T.A. Specificity of postural sway to the demands of a precision task at sea. **Journal of Experimental Psychology. Applied**, v. 18, p. 203–212, 2012.

CHEN, F-C; CHEN, H. L; TU, J.H, TSAI, C.L. Effects of light touch on postural sway and visual search accuracy: A test of functional integration and resource competition hypotheses. **Gait & Posture**, v. 42, p. 280–284, 2015.

CHEN, F-C.; CHU, C.; PAN, C.; TSAI, C. Not just a light fingertip touch: A facilitation of functional integration between body sway and visual search in older adults. **Gait & Posture**,

v. 62, p. 105–110, 2018.

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.

COCKER, K.A.; DE BOURDEAUDHUIJ, I.M.; CARDON, G.M. What do pedometer counts represent? A comparison between pedometer data and data from four different questionnaires, **Public Health Nutrition**, v. 12, p. 74–81, 2009.

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

DAULT, M.C.; FRANK, J.S.; ALLARD, F. Influence of a visuo-spatial, verbal and central executive working memory task on postural control. **Gait & Posture**, v. 14, p. 110-116, 2001.

DAULT, M.C.; YARDLEY, L.; FRANK, J.S. Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms? **Cognitive Brain Research**, v. 16, p. 434-440, 2003.

DESCHAMPS, T.; BEAUCHET, O.; ANNWEILER, C.; CORNU, C.; MIGNARDOT, J-B. Postural control and cognitive decline in older adults: Position versus velocity implicit motor strategy. **Gait & Posture**, v. 39, p. 628–630, 2014.

DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G. C.; JAMET, M.; VANÇON, G.; PERRIN, P. P. Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly, **Brain Research Bulletin**, v. 64, p. 487-92, 2005.

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

DICKSTEIN, R.; PETRARKA; J. R.; HORAK, F. B. Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 74, p. 620-626, 2003.

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

FOLSTEIN, M.F.; FOLSTEIN, S.E.; MCHUGH, P.R. “Mini-Mental State”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, p. 189-198, 1975.

FRANCHIGNONI, F.; HORAK, F.; GODI, M. et al. Using psychometric techniques to improve the balance evaluation systems test: The mini-BESTest. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 42, p. 323–331, 2010.

FRANZÉN, 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, 2011.

FREIRE JÚNIOR, R. C.; PORTO, J. M.; MARQUES, N. R.; MAGNANI, P. E.; ABREU, D. C. C. The effects of a simultaneous cognitive or motor task on the kinematics of walking in older fallers and non-fallers. **Human Movement Science**, v. 51, p. 146–152, 2017.

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

FREITAS, S. M.; PRADO, J. M.; DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 3, p. 336-339, 2005.

HADDAD, J.M.; GAGNON, J.L.; HASSON, C.J.; VAN EMMERIK, R.E.A.; HAMILL, J. Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, p. 155–161, 2006.

HASSON, C.J.; VAN EMMERIK, R.E.A.; CALDWELL, G.E. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. **Journal of Biomechanics**, v. 41, p. 2121–2129, 2008.

HOF, A.L.; GAZENDAM, M.G.J.; SINKE, W.E. The condition for dynamic stability. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 1–8, 2005.

HUXHOLD, O.; Li, S. C.; SCHMIEDEK, F.; LINDENBERGER, U. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v. 69, p. 294-305, 2006.

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G.C; VANÇON, G.; PERRI, P.P. Higher visual dependency increases balance control perturbation during cognitive task fulfilment in elderly people. **Neuroscience Letters**, v. 359, p. 61–64, 2004.

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G. C.; VANCON, G.; PERRIN, P.P. Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context. **Gait & Posture**, v. 25, p. 179-184, 2007.

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

KANNUS, P.; PARKKARI, J.; KOSKINEN, S.; NIEMI, S.; PALVANEN, M.; JÄRVINEN, M.; VUORI, I. Fall-induced injuries and deaths among older adults. **The Journal of American Medical Association**, v. 281, n. 20, p. 1895-1899, 1999.

KING, M. B.; TINNETTI, M. E. A multifactorial approach to reducing injurious falls. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 12, p. 745- 759, 1996.

KOSLUCHER, F.; WADE, M. G.; NELSON, B.; LIM, K.; CHEN, F-C.; STOFFREGEN, T.A. Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. **Gait & Posture**, v. 36, p. 605–608, 2012.

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

LACOUR; M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and

attention resources: Models and posture-analysis methods. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 411-421, 2008.

Lajoie, Y.; Teasdale, N.; Bard, C.; Fleury, M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. **Experimental Brain Research**, v. 97, p. 139-144, 1993.

Lord, S.; Sherrington, C.; Menz, H.; Close, J. **Falls in older people: Risk factors and strategies for prevention**. Cambridge: Cambridge University Press 10.1017/CBO9780511722233, 2007.

MacLeod, C. M. Half a century research on the Stroop effect: An integrative review. **Psychonomic Bulletin and Review**, Austin, v. 109, n. 2, p. 163-203, 1991.

Maia, A. C.; Rodrigues-de-Paula, F.; Magalhães, 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, p.195–217, 2013.

Makizako, H.; Furuna, T.; Ihira, H.; Shimada, H. Age-related differences in the influence of cognitive task performance on postural control under unstable balance conditions. **International Journal of Gerontology**, v. 7, p. 199-204, 2013.

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

Mauerber-deCastro, E.; Lucena, C. S.; Cuba, B. W.; Boni, R. C.; Campbell, D. F.; Moraes, R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a non-rigid tool. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 27, p. 208-225, 2010.

Mauerberg-deCastro, E.; Moraes, R.; Campbell, D.F. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities, **Motor Control**, v. 16, p. 131-143, 2012.

- MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C. P.; FIGUEIREDO, G. A.; MIRANDA, S.; COSTA, T. D. A. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology & Neuroscience**, v. 7, n. 3, p. 301-318, 2014.
- MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v. 33, n. 6, p. 602-607, 2004.
- MELZER, I.; KURZ, I.; ODDSSON, L. I. E. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 984-988, 2010.
- MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 2, p. 11-18, 2006.
- MONTERO-ODASSO, M.; VERGHESE, J.; BEAUCHET, O.; HAUSDORFF, J. M. Gait and Cognition: A complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 60, p. 2127–2136, 2012.
- MORAES, R.; BEDO, B.L.S.; SANTOS, L.O.; BATISTELA, R.A.; SANTIAGO, P.R.P.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Additional haptic information provided by anchors reduces postural sway in young adults less than does light touch. **Frontiers in Neuroscience**, v. 12, p. 346, 2018.
- 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.
- OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, p. 97–113, 1971.
- OLIVEIRA, C. B.; MEDEIROS, Í. R. T.; FROTA, N. A. F.; GRETERS, M. E.; CONFORTO, A. B. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 45, n. 8, p. 1215-1226, 2008.
- OULLIER, O.; BARDY, B. G.; STOFFREGEN, T. A.; BOOTSMA, R. J. Task-specific stabilization of postural coordination during stance on a beam, **Motor Control**, v. 7, p. 174-

187, 2004.

OVERSTALL, P. W.; EXTON-SMITH, A. N.; IMMS, F. J.; JOHNSON, A. L. Falls in the elderly related to postural imbalance. **British Medical Journal**, v. 1, p. 261–264, 1977.

PALMIERI, R. M.; INGERSOLL, C. D.; STONE, M. B.; KRAUSE, B. A. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 11, p. 51-66, 2002.

PELLECCHIA, G. L. Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. **Gait & Posture**, v. 18, p. 29–34, 2003.

PEREIRA, A. B. R.; MORAES, R. The use of the anchor system reduces postural sway during upright standing irrespective of plantar flexors muscle fatigue in young and older adults. **Motor Control**, v. 22, n. 3, p. 1-20, 2017.

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.

PIERUCCINI-FARIA, F.; JONES, J. A.; ALMEIDA, Q. J. Motor planning in Parkinson's disease patients experiencing freezing of gait: The influence of cognitive load when approaching obstacles. **Brain and Cognition**, v. 87, p. 76-85, 2014.

POLANCZYK, S.D.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. Using an anchor system as training tool to improve postural control in individuals with mental retardation. **Journal of the Brazilian Adapted Motor Activity**, v. 12, n. 1, p. 332-333, 2007.

POLSKAIA, N.; RICHER, N.; DIONNE, E.; LAJOIE, Y. Continuous cognitive task promotes greater postural stability than an internal or external focus of attention. **Gait & Posture**, v. 41, p. 454–458, 2015.

POLSKAIA, N.; LAJOIE, Y. Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. **Human Movement Science**, v. 46, p. 177–183, 2016a.

POLSKAIA, N.; LAJOIE, Y. Interstimulus intervals and sensory modality modulate the

impact of a cognitive task on postural control. **Journal of Motor Behavior**, v. 2, p. 1-7, 2016b.

PRADO, J. M.; STOFFREGEN, T. A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. **Gerontology**, v. 53, p. 274–281, 2007.

REDFERN, M. S.; YARDLEY, L.; Bronstein, A. M. Visual influences on balance. **Anxiety Disorders**, v. 15, p. 81-94, 2001.

REGINELLA, R. L.; REDFERN, M. S.; FURMAN, J. M. Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. **Journal of Vestibular Research**, v. 9, n. 2, p. 103–109, 1999.

REPOVS, G.; BADDELEY, A. D. The multi-component model of working memory: Explorations in experimental cognitive psychology. **Neuroscience**, v. 139, p. 5–21, 2006.

RICCIO, G.E.; STOFFREGEN, T.A. Affordances as constraints on the control of stance. **Human Movement Science**, v. 7, p. 265–300, 1988.

RICHER, N.; SAUNDERS, D.; POLSKAIA, N.; LAJOIE, Y. The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. **Gait & Posture**, v. 54, p. 45–49, 2017.

RICHER, N.; POLSKAIA, N.; LAJOIE, Y. Continuous Cognitive Task Promotes Greater Postural Stability than an Internal or External Focus of Attention in Older Adults. **Experimental Aging Research**, v. 43, p. 21–33, 2017.

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

RILEY, M. A.; BAKER, A. A.; SCHMIT, J. M. Inverse relation between postural variability and difficulty of a concurrent short-term memory task. **Brain Research Bulletin**, v. 62, p. 191-195, 2003.

RILEY, M. A.; BAKER, A. A.; SCHMIT, J. M.; WEAVER, E. Effects of visual and auditory

short-term memory tasks on the spatiotemporal dynamics and variability of postural sway.

Journal of Motor Behavior, v. 37, p. 311-324, 2005.

RINALDI, N. M.; MORAES, R. Older adults with history of falls are unable to perform walking and prehension movements simultaneously. **Neuroscience**, v. 316, p. 249–260, 2016.

RODRIGUES, S. T.; AGUIAR, S. A.; POLASTRI, P. F.; GODOI, D.; MORAES, R.; BARELA, J. A. Effects of saccadic eye movements on postural control stabilization. **Motriz**, v.19, n.3, p. 614-619, 2013.

RODRIGUES, S. T.; POLASTRI, P. F.; CARVALHO, J. C.; BARELA, J. A.; MORAES, R.; BASBIERI, F. A. Saccadic and smooth pursuit eye movements attenuate postural sway similarly. **Neuroscience Letters**, v. 584, p. 292–295, 2015.

SANTOS, L. O; MOURA, F. H. V.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos. **Revista Brasileira Educação Física e Esporte**, v. 29, n. 3, p. 487-495, 2015.

SANTOS, L. O.; ABREU, D. C. C.; MORAES, R. Performance of faller and nonfaller older adults on a motor-motor interference task. **Journal of Motor Behavior**, v. 50, p. 293–306, 2018.

SATTIN, R. W. Falls among older persons: A public health perspective. **Annual Reviews in Public Health**, v. 13, p. 489-508, 1992.

SHORER, Z.; BACHNER, Y.; GUY, T.; MELZER, I. Effect of single dose methylphenidate on walking and postural stability under single and dual-task conditions in older adults – a double-blind randomized control trial. **The Journals of Gerontology A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 68, n. 10, p. 1271–1280, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 55A, n. 1, p. M10-16, 2000.

SMOLDERS, C.; DOUMAS, M.; KRAMPE, R. T. Posture and cognition interfere in later adulthood even without concurrent response production. **Human Movement Science**, v. 29, p. 809-819, 2010.

STOFFREGEN, T. A.; SMART, L. J.; BARDY, B.G.; PAGULAYAN, R. J. Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology*. **Human Perception and Performance**, v. 25, p. 1641–1658, 1999.

STOFFREGEN, T.A., PAGULAYAN, R.J., BARDY, B.G., HETTINGER, L.J. Modulating postural control to facilitate visual performance. **Human Movement Science**, v. 19, p. 203-220, 2000.

STOFFREGEN, T. A.; HOVE, P.; BARDY, B. G.; RILEY, M. A.; BONNET, C. T. Postural stabilization of perceptual but not cognitive performance. **Journal of Motor Behavior**, v. 39, p. 126–138, 2007.

STOFFREGEN, T. A.; CHEN, F-C.; YU, Y.; VILLARD, S. Stance width and angle at sea: Effects of sea state and body orientation. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, v. 80, p. 845–849, 2009.

STOFFREGEN, T.A. Functional Control of Stance in Older Adults. **Kinesiology Review**, v. 5, p. 23 -29, 2016.

SUE, S.; Test distance vision using a Snellen chart. **Community Eye Health**, v.20, p. 52, 2007.

SWAN, L.; OTANI, H.; LOUBERT, P. V. Reducing postural sway by manipulating the difficulty levels of a cognitive task and balance task. **Gait & Posture**, v. 26, p. 470-474, 2007.

THAPA, P. B.; GIDEON, P.; BROKMAN, K. G.; FOUGHT, R. L.; RAY, W. A. Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 51,

p. M239–M246, 1996.

TOMBAUGH, T.N. Trail-making test A and B: Normative data stratified by age and education. **Arch Clin Neuropsychol**, v. 19, p. 203–214, 2004.

TREMBLAY, F.; MIREAULT, A. C.; DESSUREAULT, L.; MANNING, H. SVEISTRUP, H. Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. **Experimental Brain Research**, v. 157, p. 275-285, 2004.

VAN WEGEN, E.E.H.; VAN EMMERIK, R.E.A.; RICCIO, G.E. Postural orientation: Age related changes in variability and time-to-boundary. **Human Movement Science**, v. 21, p. 61-84, 2002.

VANDER VELDE, T.; WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A. Selective utilization of spatial working memory resources during stance posture. **Cognitive Neuroscience and Neuropsychology**, v. 16, p. 773–777, 2005.

VOORRIPS, L.E.; RAVELLI, A.C.; DONGELMANS, P.C.; VAN STAVEREN, W.A. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine Science Sports Exercise**, v. 29, p. 117–121, 1991.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. **Brain Research Bulletin**, v. 63, p. 61–165, 2004.

VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V. Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 169, p. 232-236, 2006.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Hoboken, New Jersey: Wiley, 2005. 384 p.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, p. 1211–1221, 1998.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**, v.16, p.1–14, 2002.

WULF, G.; MCNEVIN, N.; SHEA, C. The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. **The Quarterly Journal of Experimental Psychology A**, v. 54, p. 1143-1154, 2001.

YARDLEY, L.; GARDNER, M.; LEADBETTER, A.; LAVIE, N. Effect of articulatory and mental tasks on postural control. **Neuroreport**, v. 10, p.215–219, 1999.

YARDLEY, L.; GARDNER, M.; BRONSTEIN, A.; DAVIES, R.; BUCKWELL, D.; LUXON, L. Interference between postural control and mental task performance in patients with vestibular disorder and healthy controls. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 71, p. 48–52, 2001.

ZHENG, J. J.; LORD, S. R.; CLOSE, J. C.; SACHDEV, P. S.; WEN, W.; BRODATY, H.; DELBAERE, KIM. Brain white matter hyperintensities, executive dysfunction, instability, and falls in older people: a prospective cohort study. **The Journals of Gerontology A Biological Sciences and Medical Sciences**, v 67, p. 1085–1091, 2012.

APÊNDICE 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (adultos jovens)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **“O efeito do toque leve e do sistema âncora no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização da tarefa dupla cognitiva”**. O objetivo desse estudo é verificar o efeito do uso do toque leve e do sistema âncora no controle da postura em adultos jovens durante a realização da tarefa dupla puramente cognitiva. O controle da postura consiste em ficar parado, com os pés na posição tandem apoiados no chão e com os pés unidos em uma trave de equilíbrio olhando para frente focando o olhar em um círculo laranja. O toque leve consiste em tocar com o dedo indicador uma barra de ferro localizada à frente com o braço flexionado a 90°. O sistema âncora é feito com uma linha que você irá segurar em cada uma das mãos com os braços flexionados a 90°. Essa linha deve ficar sempre esticada. A tarefa dupla cognitiva consiste em ler e contar mentalmente quantas palavras/cores são coincidentes e responder somente ao final da tarefa de ficar em pé.

Inicialmente, você responderá um questionário, com o auxílio da pesquisadora, sobre seu nível de atividade física (10 minutos de duração). Em seguida, você será submetido(a) a uma avaliação na qual serão coletados os dados de peso e altura (5 minutos de duração). Na sequência, você passará por algumas outras avaliações como: avaliação da visão, onde terá que olhar umas letras pequenas, médias e grandes (15 minutos de duração); uma avaliação das funções cognitivas como memória e atenção (20 minutos de duração).

Na última parte da avaliação você será convidado(a) a realizar 36 tentativas parado, com um pé a frente do outro, apoiados no chão e depois com os pés unidos em uma trave de equilíbrio, sobre um quadrado cinza chamado de plataforma de força. Serão 3 tentativas parado com um pé a frente do outro, 3 tentativas parado com um pé a frente do outro e tocando com o dedo indicador na barra de ferro, 3 tentativas parado com um pé a frente do outro e segurando as linhas com as mãos; 3 tentativas parado com um pé a frente do outro e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes, 3 tentativas parado com um pé a frente do outro, tocando com o dedo indicador na barra de ferro e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes 3 tentativas parado com um pé a frente do outro, segurando as linhas com as mãos e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes.

Ainda, serão 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio, 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio e tocando com o dedo indicador na barra de ferro, 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio e segurando as linhas com as mãos; 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes, 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio, tocando com o dedo indicador na barra de ferro e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes 3 tentativas parado com os pés unidos em uma trave de equilíbrio, segurando as linhas com as mãos e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes.

Cada tentativa terá duração de 40 segundos. Antes de realizar as tentativas serão colocados 39 marcadores no corpo todo para verificar seu movimento durante as tarefas com os pés na

posição tandem apoiados no chão e com os pés unidos em uma trave de equilíbrio. O procedimento será filmado e realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) - USP. Este teste tem duração de aproximadamente 90 minutos.

Você não será submetido(a) a nenhum procedimento sem o seu conhecimento e consentimento, e pode sair desta pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo, se comprometendo apenas a comunicar previamente os responsáveis pela pesquisa.

Você não terá benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para identificar as possíveis alterações que ocorrem no controle postural, especialmente em indivíduos idosos com o uso do toque leve do dedo indicador e do sistema âncora, e a partir desse conhecimento contribuir para o desenvolvimento de melhores procedimentos de intervenção e prevenção para os idosos, especialmente os idosos caídores, com intuito de reduzir a instabilidade postural e o aumento da incidência de quedas, na expectativa de melhorar sua funcionalidade e sua qualidade de vida. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Os riscos envolvidos com a sua participação na pesquisa são mínimos e envolvem a eventual ocorrência de quedas que será minimizada pela presença de um experimentador próximo a você durante toda a realização da tarefa. Além disso, algumas pessoas podem apresentar vermelhidão temporária na pele devido ao contato com o marcador, mas isso desaparecerá logo após o término do experimento. No caso de queda, medidas de primeiros socorros serão tomadas, assim como seu encaminhamento para o serviço de saúde. A sua identidade e todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Nas tarefas com filmagens, as imagens também serão confidenciais e ficarão armazenadas em um banco de dados seguro. Essas imagens serão utilizadas para análise do movimento.

Não existe nenhum tipo de pagamento que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos. Caso tenha eventuais despesas ou custos (tais como transporte e alimentação), elas serão ressarcidas quando necessário pelo pesquisador responsável. Você terá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme as Leis vigentes no país.

Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos.

A sua participação é voluntária e pode interrompê-la a qualquer momento sem prejuízo algum. Seus dados poderão ser excluídos deste estudo em caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo deste trabalho.

As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização. Suas informações serão utilizadas para fins estatísticos ou científicos e sua privacidade e anonimato serão resguardados. A utilização dos seus dados se restringe unicamente a essa pesquisa.

Após preencher e assinar o termo de consentimento, você receberá uma cópia do mesmo,

como de direito.

Eu, _____ portador do
RG nº _____, residente à _____
_____, nº _____, Complemento: _____, Bairro: _____
_____, Cidade: _____, aceito participar, voluntariamente,
na presente pesquisa sob a responsabilidade do Prof. Dr. Renato de Moraes.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de _____

Nome por extenso

Assinatura

Prof. Dr. Renato de Moraes
Pesquisador Responsável

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate:

Prof. Dr. Renato de Moraes

Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP

Fone: (16) 3315-0522

Email: renatomoraes@usp.br

Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - USP

Avenida Bandeirantes, 3900 - 14407-907 - Ribeirão Preto - SP - Brasil

Fone: (16) 3315-0494

E-mail: cep90@usp.br

APÊNDICE 2 – Anamnese (Adultos jovens)

Participante: _____ Grupo: _____

Data: _____ Data Nascimento: _____

Escolaridade: _____

Endereço: _____

Altura: _____ Massa Corporal: _____ IMC: _____

1) Você possui algum problema musculoesquelético, lesão ou condição que te impeça de ficar em pé em cima de uma trave de equilíbrio?

() SIM () NÃO

2) Você possui algum problema visual ou auditivo não corrigido?

Visual: () SIM () NÃO QUAL? _____

Auditivo: () SIM () NÃO QUAL? _____

3) Você usa óculos ou lentes? Você usa aparelho auditivo?

ÓCULOS/LENTE () SIM () NÃO DALTÔNICO () SIM () NÃO

APARELHOS AUDITIVOS () SIM () NÃO

APÊNDICE 3 - Questionário de Quedas

Nome: _____

Data da Coleta: _____ Grupo: _____

1) Quantas quedas nos últimos 6 meses? Se nenhuma, pular para questão 12.

☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ + de 3

Se sim, quando a última queda ocorreu? _____

2) Em que período do dia a última queda ocorreu?

☐ Manhã ☐ Tarde ☐ Noite ☐ NS

3) Em que local a última queda ocorreu? _____

4) Que movimento realizava no momento dessa queda?

☐ Andava ☐ Levantava ☐ Sentava ☐ Inclinaava ☐ Virava☐ Outro: _____

5) Qual calçado usava no momento dessa queda? _____

6) Como essa queda ocorreu? ☐ Desequilíbrio-se ☐ Os joelhos falsearam☐ Sentiu-se tonto ☐ Sentiu-se fraco subitamente ☐ Esbarrou em alguém/alguma coisa☐ Outro: _____

7) 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

8) No instante da queda, estava usando:

☐ Óculos ☐ Aparelho auditivo ☐ Bengala/muleta ☐ NS

9) Houve alguma lesão como consequência dessa queda?

☐ S ☐ N ☐ NS

Se sim, que tipo de lesão?

☐ Fratura ☐ Luxação ☐ Trauma craniano ☐ Escoriação ☐ Contusão☐ Corte ☐ Outra: _____

10) Houve perda da consciência?

☐ S ☐ N ☐ NS

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

☐ S ☐ N

12) Você tem medo de cair?

☐ muito ☐ mais ou menos ☐ um pouco ☐ não

13) Você deixou de fazer alguma atividade devido ao medo de cair?

☐ muitas ☐ algumas ☐ nenhuma

14) De 0 a 100% qual o nível de confiança de que você não irá perder o equilíbrio ou a estabilidade quando realiza as seguintes atividades:

a) Andar pela casa: _____

b) Subir escada: _____

c) Descer escada: _____

d) Inclinar o corpo para pegar um objeto no chão: _____

15) Apresenta queixa de desequilíbrio: ☐ sim ☐ não

16) Qual é a sua percepção sobre a qualidade do seu equilíbrio?

☐ excelente ☐ boa ☐ razoável ☐ ruim

APÊNDICE 4 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (idosos com e sem histórico de quedas)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **“O efeito do toque leve e do sistema âncora no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização da tarefa dupla cognitiva”**. O objetivo desse estudo é verificar o efeito do uso do toque leve e do sistema âncora no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização da tarefa dupla puramente cognitiva. O controle da postura consiste em ficar parado, com os pés unidos e olhando para frente focando o olhar em um círculo preto. O toque leve consiste em tocar com o dedo indicador uma barra de ferro localizada à frente com o braço flexionado a 90°. O sistema âncora é feito com uma linha que você irá segurar em cada uma das mãos com os braços flexionados a 90°. Essa linha deve ficar sempre esticada. A tarefa dupla cognitiva consiste em duas tarefas: 1) ler e contar mentalmente quantas palavras/cores são coincidentes e responder somente ao final da tarefa; 2) ouvir e contar mentalmente quantas vezes os dois números que foram falados a você, coincidem com os outros números apresentados pelo áudio e você terá que responder somente quando terminar a tarefa de ficar em pé.

Inicialmente, você responderá alguns questionários, com o auxílio da pesquisadora, sobre seu nível de atividade física (10 minutos de duração), suas condições de estado mental (10 minutos de duração) e seus sintomas de ansiedade e depressão (20 minutos de duração). Em seguida, você será submetido(a) a uma avaliação na qual serão coletados os dados de peso e altura (5 minutos de duração). Na sequência, você será avaliado em diversas tarefas de equilíbrio como levantar de uma cadeira, ficar em pé com os olhos abertos e fechados, andar, andar sobre um obstáculo, andar e girar e ficar em pé na ponta dos pés (20 minutos de duração). Também passará por algumas outras avaliações como: avaliação da visão, onde terá que olhar umas letras pequenas, médias e grandes (15 minutos de duração); uma avaliação da sensibilidade dos pés e das mãos (10 minutos de duração) e avaliações das funções cognitivas como memória, atenção (80 minutos de duração).

Na última parte da avaliação você será convidado(a) a realizar 27 tentativas parado (com os pés unidos), sobre um quadrado cinza chamado de plataforma de força. Serão 3 tentativas parado com os pés unidos; 3 tentativas parado com os pés unidos e tocando com o dedo indicador na barra de ferro, 3 tentativas parado com os pés unidos e segurando as linhas com as mãos; 3 tentativas parado com os pés unidos e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes. 3 tentativas parado com os pés unidos, tocando com o dedo indicador na barra de ferro e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes, 3 tentativas parado com os pés unidos, segurando as linhas com as mãos e realizando a tarefa de ler e contar mentalmente quantas das palavras/cores são coincidentes; 3 tentativas parado com os pés unidos e realizando a tarefa de ouvir e contar mentalmente quantas vezes os dois números se repetem; 3 tentativas parado com os pés unidos, tocando com o dedo indicador na barra de ferro e realizando a tarefa de ouvir e contar mentalmente quantas vezes os dois números se repetem; 3 tentativas parado com os pés unidos, segurando as linhas com as mãos e realizando a tarefa de ouvir e contar mentalmente quantas vezes os dois números se repetem. Cada tentativa terá duração de 30 segundos. Antes de realizar as tentativas será colocado três marcadores sendo um no punho, um no cotovelo e o outro no ombro para verificar se o seu braço está flexionado

a 90°. O procedimento será filmado e realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) - USP. Este teste tem duração de aproximadamente 60 minutos.

Você não será submetido(a) a nenhum procedimento sem o seu conhecimento e consentimento, e pode sair desta pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo, se comprometendo apenas a comunicar previamente os responsáveis pela pesquisa.

Você não terá benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para identificar as possíveis alterações que ocorrem no controle postural, especialmente em indivíduos idosos com o uso do toque leve do dedo indicador e do sistema âncora, e a partir desse conhecimento contribuir para o desenvolvimento de melhores procedimentos de intervenção e prevenção para os idosos, especialmente os idosos caidores, com intuito de reduzir a instabilidade postural e o aumento da incidência de quedas, na expectativa de melhorar sua funcionalidade e sua qualidade de vida. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Os riscos envolvidos com a sua participação na pesquisa são mínimos e envolvem a eventual ocorrência de quedas que será minimizada pela presença de um experimentador próximo a você durante toda a realização da tarefa. Além disso, algumas pessoas podem apresentar vermelhidão temporária na pele devido ao contato com o marcador na região dos braços, mas isso desaparecerá logo após o término do experimento. No caso de queda, medidas de primeiros socorros serão tomadas, assim como seu encaminhamento para o serviço de saúde. A sua identidade e todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Nas tarefas com filmagens, as imagens também serão confidenciais e ficarão armazenadas em um banco de dados seguro. Essas imagens serão utilizadas para análise do movimento.

Não existe nenhum tipo de pagamento que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos. Caso tenha eventuais despesas ou custos (tais como transporte e alimentação), elas serão ressarcidas quando necessário pelo pesquisador responsável. Você terá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme as Leis vigentes no país.

Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos.

A sua participação é voluntária e pode interrompê-la a qualquer momento sem prejuízo algum. Seus dados poderão ser excluídos deste estudo em caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo deste trabalho.

As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização. Suas informações serão utilizadas para fins estatísticos ou científicos e sua privacidade e anonimato serão resguardados. A utilização dos seus dados se restringe unicamente a essa pesquisa.

Após preencher e assinar o termo de consentimento, você receberá uma cópia do mesmo, como de direito.

Eu, _____ portador do
RG nº _____, residente à _____
_____, nº _____, Complemento: _____, Bairro: _____
_____, Cidade: _____, aceito participar, voluntariamente,
na presente pesquisa sob a responsabilidade do Prof. Dr. Renato de Moraes.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de _____

Nome por extenso

Assinatura

Prof. Dr. Renato de Moraes
Pesquisador Responsável

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate:

Prof. Dr. Renato de Moraes
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP
Fone: (16) 3315-0522
Email: renatomoraes@usp.br

Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - USP
Avenida Bandeirantes, 3900 - 14407-907 - Ribeirão Preto - SP - Brasil
Fone: (16) 3315-0494
E-mail: cep90@usp.br

APÊNDICE 5 - Teste de Stroop (MACLEOD, 1991)

PARTE 1: Ler em voz alta os nomes de cores impressas em tinta preta.

Tempo (s)	Erros

Obs.: _____

PARTE 2: Ler o nome das cores impressas em tinta colorida diferente

Tempo (s)	Erros

Obs.: _____

PARTE 3: Nomear as cores de retângulos coloridos.

Tempo (s)	Erros

Obs.: _____

PARTE 4: Nomear a cor da tinta na qual a palavra está impressa.

Tempo (s)	Erros

Obs.: _____

PARTE 5: Na TV - Quantas palavras coincidem com a cor impressa?

Número de palavras/cores coincidentes (corretas)	Resposta do sujeito para palavras/cores coincidentes

APÊNDICE 6 – Anamnese (idosos com e sem histórico de quedas)

Participante: _____ Grupo: _____

Data: _____ Data Nascimento: _____

Escolaridade: _____

Endereço: _____

Altura: _____ Massa Corporal: _____ IMC: _____

1) Possui alguma destas dificuldades?

Visual: ☐ S ☐ N Se sim, usa óculos? ☐ S ☐ N Daltônico(a)? ☐ 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? _____

2) Utiliza algum dispositivo auxiliar para caminhar? ☐ S ☐ N Se sim, qual? _____

3) Possui alguns destes problemas de saúde ou agravos?

☐ HAS ☐ Epilepsia/Convulsões ☐ Neuropatias ☐ Artrite ☐ Diabetes

☐ Doença de Parkinson ☐ AVE ☐ Osteoporose

☐ Outra: _____ ☐ Nenhum

4- Medicamentos em uso:

Quantos? _____

Quais? _____

Com que frequência? _____

ANEXO 1 - Aprovação do Comitê de Ética

Universidade de São Paulo
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

DECLARAÇÃO

Declaramos que o trabalho intitulado "*Efeito do toque leve e do sistema âncora no controle da postura em adultos jovens e em idosos (caidores e não caidores) durante a realização da tarefa dupla cognitiva*", CAAE: 38716614.1.0000.5659, do pesquisador **Prof. Dr. Renato de Moraes**, foi APROVADO pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão, em sua 5ª reunião do dia 17/12/2014.

Ribeirão Preto, 10 de abril de 2015.

Carlos Roberto Bueno Júnior

Prof. Dr. Carlos Roberto Bueno Júnior
Coordenador do CEP/EEFERP

ANEXO 2 - Questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE et al., 1982)

1. Qual é a sua principal ocupação? _____

(classificação: 1 / 3 / 5)

2. No trabalho, você fica sentado:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

3. No trabalho, você fica em pé:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

4. No trabalho, você anda:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

5. No trabalho, você carrega cargas pesadas:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

6. Após o trabalho, você se sente cansado:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

7. Após o trabalho, você sua:

1. nunca
2. raramente

3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

8. Em comparação com outros da sua idade, você acha que o seu trabalho é fisicamente:

1. muito leve
2. leve
3. o mesmo
4. pesado
5. muito pesado

9. Qual esporte ou exercício físico você pratica ou praticou mais frequentemente?

- Nome: _____
- Quantas horas por semana? _____
- Quantos meses por ano? _____

Se você faz ou fez um segundo esporte ou exercício físico, qual o tipo?

- Nome: _____
- Quantas horas por semana? _____
- Quantos meses por ano? _____

10. Em comparação com outros da minha idade, eu penso que minha atividade física durante as horas de lazer é:

1. muito menor
2. menor
3. a mesma
4. maior
5. muito maior

11. Durante as horas de lazer eu sou:

1. muito menor
2. menor
3. a mesma
4. maior
5. muito maior

12. Durante as horas de lazer eu pratico esporte ou exercício físico:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

13. Durante as horas de lazer eu vejo televisão:

1. nunca

2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

14. Durante as horas de lazer eu ando:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

15. Durante as horas de lazer eu ando de bicicleta:

1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

16. Durante quantos minutos por dia você anda a pé ou de bicicleta indo e voltando do trabalho, escola ou compras?

1. menos que 5 minutos
2. de 5 a 15 minutos
3. de 16 a 30 minutos
4. de 31 a 45 minutos
5. mais de 45 minutos

ANEXO 3 - Mini Exame do Estado Mental (FOLSTEIN et al., 1975; BRUCKI et al., 2003)

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? (<i>Considere correta a variação de mais ou menos uma hora</i>)	
6	Em que local nós estamos? (<i>consultório, dormitório, sala, apontando para o chão</i>)	
7	Que local/instituição é este(a) aqui? (<i>apontando ao redor num sentido mais amplo: hospital, casa de repouso, própria casa</i>)	
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. (<i>caso não consiga, repita no máximo três vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa</i>).	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

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

12	Gostaria que você me dissesse quanto é: (<i>Se houver erro corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinando espontaneamente se corrigir</i>)	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: FECHÉ 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: _____

Parte A (TESTE)

Parte B (TESTE)

ANEXO 5 - Teste de sensibilidade plantar e palmar (LEHMAN, et al., 1993)

Pontos testados nos pés:

- 1- Cabeça da articulação metatarsofalangeana do hálux
- 2- Cabeça do 3º artelho
- 3- cabeça do 5º artelho
- 4- Falange distal do 5º artelho
- 5- Falange distal do 3º artelho
- 6- Falange distal do hálux
- 7- Porção média do calcanhar

Pontos testados nas mãos:

- 1- Polegar
- 2- Região proximal do indicador
- 3- Região distal do indicador
- 4- Região distal do mínimo
- 5- Região proximal do mínimo
- 6- Região medial da mão

ANEXO 6 - Versão traduzida para o Português (Brasil) do MiniBESTest (MAIA et al., 2013)

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 toca-as 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.

TUG 1:

TUG 2:

TUG 3:

TUG-DT 1:

TUG-DT 2:

TUG-DT 3:

ANEXO 7. Questionário Modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1997)**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 frequência 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?**

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO 8 – Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971)

Instruções

1. Por favor, indique as suas preferências no uso das mãos nas seguintes atividades, colocando + na coluna apropriada. Quando a preferência for muito forte de forma que você nunca iria tentar usar o outro lado, a menos que absolutamente forçado, coloque ++. Se em qualquer caso, você for realmente indiferente quanto ao uso da mão, coloque + nas duas colunas.
2. Algumas das atividades requerem ambas as mãos. Nestes casos, a parte da tarefa, ou objeto, para os quais a preferência manual é desejada está indicada entre parêntesis.
3. Por favor, tente responder todas as perguntas e só deixe em branco se você não tiver experiência alguma com o objeto ou a tarefa.

	Tarefas	Esquerda	Direita
1	Escrever		
2	Desenhar		
3	Arremessar		
4	Usar a tesoura		
5	Escovar os dentes		
6	Usar a faca (sem garfo)		
7	Usar a colher		
8	Usar a vassoura (mão superior)		
9	Acender um fósforo (mão do fósforo)		
10	Abrir uma caixa (mão da tampa)		

Mão dominante: _____