

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2015

**Controle de movimentos combinados em adultos jovens e idosos
(caidores e não caidores): a interação entre andar e pegar um
objeto**



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



Natalia Madalena Rinaldi

Tese de Doutorado

NATALIA MADALENA RINALDI

Controle de movimentos combinados em adultos jovens e idosos (caidores e não-caidores): a interação entre andar e pegar um objeto

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

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Versão corrigida após defesa
Ribeirão Preto – SP

2015

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.

Rinaldi, Natalia Madalena

Controle de movimentos combinados em adultos jovens e idosos (caidores e não caidores): a interação entre andar e pegar um objeto. Ribeirão Preto, 2015.

158 p. : il. ; 30 cm

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

Orientador: Moraes, Renato.

1. Alcance manual. 2. Preensão. 3. Marcha. 4. Idosos. 5. Quedas.

Dedicatória

*Dedico esta tese aos grandes
amores eternos da minha vida, José
Nelson Rinaldi, Odete Madalena
Rinaldi e Ana Elisa Madalena
Rinaldi, que representam meu porto
seguro e por estarem ao meu lado
em cada etapa da minha vida. Amo
muito vocês!*

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, ao Prof. Dr. Renato de Moraes, meu querido orientador, pela excelente orientação e por toda dedicação em me ensinar todos os procedimentos científicos relacionados a esta tese de doutorado. Agradeço pela oportunidade da parceria de trabalho, eu me sinto muito realizada de ter feito este trabalho sob sua orientação, foi uma meta profissional alcançada. Espero que esta parceria continue por muitos anos! Eu também agradeço pela confiança e pelo incentivo para a realização do estágio de doutorado sanduíche no exterior. Muito Obrigada!

Agradeço à Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira pela oportunidade e por toda atenção recebida na entrada do doutorado. A sua ajuda foi fundamental para o início deste trabalho e sou grata à você por tornar uma das minhas ambições profissionais em realidade!

Agradeço à todos os integrantes do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), pela convivência e momentos de descontração. Em especial, agradeço à Priscila Abbari Rossi Mancioppi, pela ajuda na coleta de dados, pela amizade, conselhos e claro pelos vários testes realizados com o VICON. Agradeço aos técnicos do laboratório, Eduardo Bergonzoni Junqueira e Marçal Vieira de Almeida, pela ajuda na coleta de dados e manuseio dos equipamentos.

Agradeço ao Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago por me ajudar com os conceitos biomecânicos, essências para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço aos Profs. Dr. Richard van Emmerik e Dr. Joseph Hamill, por me receberam muito bem na Universidade de Massachusetts durante o período do doutorado sanduíche. Em especial, agradeço ao Prof. Dr. Richard van Emmerik por todos os ensinamentos biomecânicos e teorias de controle de motor fundamentais para este trabalho. Agradeço pela oportunidade de desenvolver parte do meu trabalho de doutorado em seu laboratório! Agradeço ao Prof. Dr. Jongil Lim pela paciência e ajuda com a técnica de *vector coding*. Foi um aprendizado inesquecível!

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

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo suporte financeiro e pela concessão da bolsa de doutorado sanduíche.

RESUMO

O movimento de alcançar e de pegar objetos é amplamente utilizado nas atividades diárias. Desta forma, diversos estudos têm analisado e descrito este padrão de movimento em função de diferentes aspectos que influenciam seu controle. Da mesma forma, o movimento de andar é uma habilidade fundamental nas atividades diárias e tem sido estudado e descrito amplamente na literatura. Entretanto, pouco se sabe sobre quais são as alterações que ocorrem nessas habilidades motoras quando elas são combinadas. A realização combinada de habilidades motoras (ex., andar e pegar um objeto) está muito presente no dia a dia das pessoas, mas o entendimento do controle desse tipo de tarefa combinada ainda não foi elucidado. Adicionalmente, ainda não está claro quais são as modificações que ocorrem nestes movimentos em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas recentes em idosos. Desta forma, três estudos foram conduzidos para investigar o desempenho motor de adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas na marcha combinada com o movimento de preensão em função do nível de dificuldade da tarefa manual. O primeiro estudo investigou o desempenho motor dos adultos jovens na marcha combinada com o movimento de preensão. O segundo estudo comparou o desempenho motor entre idosos com e sem histórico de quedas na marcha combinada com o movimento de preensão. Ainda, o terceiro estudo comparou o padrão de coordenação entre idosos (com e sem histórico de quedas) e adultos jovens na marcha combinada com o movimento de preensão. Participaram desta tese, 45 indivíduos distribuídos em três grupos (n=15): adultos jovens, idosos sem histórico de quedas e idosos com histórico de quedas. Os indivíduos foram convidados a alcançar e pegar um objeto em duas tarefas (manutenção da postura ereta e marcha) e para cada uma, seis condições experimentais foram realizadas com diferentes níveis de dificuldade. Para analisar o movimento de preensão, movimentos do corpo todo e os parâmetros espaço-temporais da marcha, um sistema tridimensional de análise de movimento foi utilizado. Modificações na marcha e no movimento de preensão foram identificados

quando combinados, especialmente para as condições mais desafiadoras da tarefa manual. A adição da tarefa de pegar o objeto provocou uma adaptação na marcha, pois os participantes adotaram uma estratégia mais conservadora para aumentar a estabilidade dinâmica durante a fase de aproximação. Assim é possível sugerir que o movimento de preensão foi sobreposto ao da marcha, embora as adaptações no comportamento motor sejam globais, pois ambos os padrões motores (marcha e preensão) foram modificados para realizar com sucesso a tarefa em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. Os idosos com histórico de quedas apresentaram um desempenho motor inferior aos idosos sem histórico de quedas na marcha combinada com o movimento de preensão, como por exemplo, redução na velocidade do passo, aumento na duração do passo, redução na velocidade do punho e na abertura entre os dedos. Além disso, os idosos com histórico de quedas apresentaram maior redução na velocidade do COM AP em comparação com os idosos sem histórico de quedas. Assim, o paradigma de tarefas combinadas desenvolvido no presente estudo identificou mudanças nas estratégias de controle motor em idosos caídores, sendo que estas alterações foram ainda mais evidenciadas nas condições manuais mais difíceis. Ainda, a adição da tarefa de pegar o objeto na marcha modificou o padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores para os movimentos de flexão/extensão e abdução/adução. Assim, para os movimentos de flexão e extensão, um padrão mais em fase e menos fora de fase foi identificado na condição de preensão comparado com a marcha livre quando o ombro direito foi analisado em relação ao ombro esquerdo e quadril direito. Para os movimentos de abdução e adução, quando o movimento de ombro direito foi analisado em relação ao ombro esquerdo e quadril direito, foi observado um padrão menos em fase. Além disso, um padrão menos fora de fase foi observado para os acoplamentos entre ombro direito-ombro esquerdo e ombro direito-quadril esquerdo. Entretanto, estas mudanças no padrão de coordenação não foram afetadas pelo nível de dificuldade manual. Este resultado sugere que as mudanças no padrão de coordenação são mais globais, enquanto mudanças específicas no movimento de membro superior são

necessárias para acomodar as diferentes demandas da tarefa manual. Finalmente, idosos com histórico de quedas apresentaram um padrão diferente de coordenação quando comparados com os adultos jovens, como por exemplo, um padrão mais fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril direito e um padrão menos fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo na marcha combinada com o movimento de preensão. Desta forma, parece que os idosos com histórico de quedas desacoplam a tarefa da marcha combinada com o movimento de preensão, diferentes dos adultos jovens e idosos sem histórico de quedas.

Palavras chave: alcance manual; preensão; marcha; idosos; quedas.

ABSTRACT

Reaching-to-grasping an object is widely used in daily activities. Many studies have analyzed and described this movement pattern considering different aspects that influence how it is controlled. Likewise, walking is a fundamental skill in daily activities and has been studied and described widely in the literature. However, little is known about what are the changes that occur in these motor skills when they are combined. The combined performance of motor skills (e.g. walk and grasp an object) is very common in daily life activities, but the understanding of the control mechanisms of this type of task is lacking. In addition, it is not clear what are the changes that occur in these movements due to aging and changes in balance control as observed in older adults with history of falls. Thus, three studies were designed to investigate the motor performance of young adults and older adults with and without history of falls during walking combined with prehension. The first study investigated motor performance of young adults while performing the combined task of walk and prehension at different levels of difficulty of the manual task. The second study investigated the same combined task with different levels of manual task difficulty in older adults with and without history of falls. Yet, the third study investigated the interlimb coordination pattern in young and older adults with and without history of falls during the combined task of walking and prehension with different levels of manual task difficulty. Forty-five individuals, distributed in three groups (young adults; older adults without history of falls; older adults with history of falls), participated in this study. They performed the reach-to-grasp movement in two tasks (upright stance and gait) involving six experimental condition with different levels of manual difficulty. To analyze prehension, body movements and spatio-temporal gait parameters, a tridimensional movement analysis system was used. Modifications in gait and prehension were identified when they were combined, especially for the most difficult prehension conditions. The grasping task caused an adaptation in gait since participants preferred to adopt a more conservative strategy, increasing their dynamic stability during the approach phase and when grasping the dowel. Based on these results, it is possible to suggest that

prehension was superimposed on gait, although the adaptations in motor behavior were global, since both motor patterns (i.e., walking and prehension) were changed to perform the task successfully with different levels of difficulty. It is possible to suggest that motor performance of fallers in the combined task of walking and grasping is more impaired than in no-fallers (for instance, decreased step velocity, increased step duration, decreased wrist velocity and peak grip aperture velocity). Moreover, older adults with history of falls presented a greater reduction in COM AP velocity when compared to older adults without history of falls. The combined task paradigm used in the present study showed some changes in motor control strategy of fallers older adults when performing walking and prehension combined. In addition, motor patterns (walking and grasping) of older adults (fallers and no-fallers) were modified in function of the level of manual task difficulty. The analysis of the relative motion allowed the quantification of the changes in the coordination pattern of the combined task involving walking and prehension for flexion/extension and abduction/adduction movements. For flexion/extension movements, a more in-phase and a less anti-phase pattern was identified in the grasping condition compared to walking through when right shoulder was analyzed relative to left shoulder and right hip. For adduction/abduction movements, when right shoulder was analyzed relative to left shoulder and right hip, it was observed less in phase pattern. In addition, we found a less anti-phase pattern for right shoulder-left shoulder and right shoulder-left hip couplings. However, the changes in motor coordination were not affected by the manual task difficulty for young adults and older adults with and without history of falls. This result suggests that changes in coordination are more general while specific changes in upper limb movement are necessary to deal with different task demands. Finally, older adults with history of falls presented a different pattern of coordination than young adults, such as, a more anti-phase pattern for right shoulder-right hip coupling and a less anti-phase pattern for right shoulder-left hip coupling during the combined task. Thus, it seems that older adults with history of falls decouple the walking and prehension tasks, differently of young adults and older adults without history of falls.

Key-words: reaching; prehension; gait; older adults; falls.

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Controle da marcha combinado com o movimento de preensão	3
1.1.1. Modelo teórico do controle combinado da locomoção com o movimento de preensão	7
1.2. Modificações no controle da marcha e no movimento de preensão em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas	9
1.3. Interferência do movimento de preensão no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores da marcha em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas	13
1.4. Justificativa da escolha das variáveis dependentes	16
1.5. Objetivos e hipóteses	17
1.6. Delineamento da tese	19
2. MATERIAIS E MÉTODOS	20
2.1. Participantes	20
2.2. Equipamento	21
2.3. Procedimentos Experimentais	21
2.4. Análise dos dados	27
2.4.1. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 1	27
2.4.1.1. Análise Qualitativa	27
2.4.1.2. Parâmetros espaço-temporais	28
2.4.1.3. Centro de Massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica (MED)	29
2.4.1.4. Análise do movimento de preensão	29
2.4.2. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 2	33
2.4.3. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 3	33
2.5. Análise estatística	36
2.5.1. Caracterização da amostra	36
2.5.2. Estudo 1	36
2.5.3. Estudo 2	37
2.5.4. Estudo 3	38
3. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	39
4. ESTUDO 1: RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
4.1. Resultados	40
4.1.1. Variáveis da marcha	40
4.1.1.1. Análise qualitativa	40
4.1.1.2. Parâmetros espaço-temporais	41
4.1.1.3. Variáveis relacionadas ao centro de massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica	44
4.1.1.4. Variáveis relacionadas a tarefa de preensão do objeto	46
4.1.1.4.1. Fase de Alcançar	46
4.1.1.4.2. Fase de Pegar o Objeto	49
4.2. Discussão	51

4.2.1. O tipo de suporte mais utilizado pelos participantes foi o suporte simples ipsilateral na marcha combinada com o movimento de preensão ..	52
4.2.2. Os parâmetros espaço-temporais da marcha foram influenciados pelo nível de dificuldade da tarefa manual	53
4.2.3. A margem de estabilidade dinâmica foi influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa manual.....	54
4.2.4. Modificações no padrão locomotor foram realizadas no passo de contato com o objeto e um passo antes	56
4.2.5. O componente de alcançar do movimento de preensão foi afetado principalmente pela tarefa	57
4.2.6. O componente de pegar o objeto do movimento de preensão foi afetado pela tarefa e pelo nível de dificuldade da tarefa manual	59
4.3. Conclusão	61
5. ESTUDO 2: RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	62
5.1. Resultados	62
5.1.1. Parâmetros espaço-temporais	62
5.1.2. Variáveis relacionadas ao centro de massa e margem de estabilidade dinâmica (MED).....	65
5.1.3. Variáveis relacionadas ao movimento de alcançar e pegar	67
5.2. Discussão	73
5.3. Conclusão	78
6. ESTUDO 3: RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	79
6.1. Resultados	79
6.1.1. Envelhecimento e histórico de quedas: efeito de grupo	82
6.1.2. Envelhecimento e histórico de quedas alterou o padrão de coordenação na passada N: grupo x passada	83
6.1.3. Envelhecimento e histórico de quedas mudou o padrão de coordenação entre as condições: grupo x condição	84
6.1.4. A adição da tarefa de preensão mudou o padrão de coordenação na passada N: passada x condição	87
6.1.5. Idosos caidores preferiram a fase de duplo suporte para pegar o objeto: análise qualitativa	90
6.2. Discussão	90
6.3. Conclusão	98
7. SÍNTESE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES	100
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105
APÊNDICE 1. Questionário de Quedas.....	120
APÊNDICE 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (adultos jovens). ..	122
APÊNDICE 3. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (idosos com e sem histórico de quedas)	125
ANEXO 1. Parecer do comitê de ética	129
ANEXO 2. Questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE et al., 1982)	130

ANEXO 3. Questionário Modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1997)	133
ANEXO 4. Mini Exame do Estado Mental (BRUCKI et al., 2003)	136
ANEXO 5. MiniBESTest (MAIA et al., 2013)	138

Lista de Figuras

Figura 1: Posicionamento dos marcadores de acordo com o modelo *Plug-in-Gait Full Body Vicon* nas vistas anterior e posterior (CAD: região anterior direita da cabeça, CAE: região anterior esquerda da cabeça, CPD: região posterior direita da cabeça, CPE: região posterior esquerda da cabeça, INJ: incisura jugular, PRX: processo xifóide, C7: processo espinhoso da sétima vertebra cervical, T10: processo espinhoso da décima vertebra torácica, ESC: região inferior da escápula direita, OMD: acrômio direito, OME: acrômio esquerdo, BRD: região inferior do braço direito, BRE: região superior do braço esquerdo, CTD: epicôndilo lateral do úmero direito, CTE: epicôndilo lateral do úmero esquerdo, ABD: região superior do antebraço direito, ABE: região superior do antebraço esquerdo, PLD: região lateral do punho direito, PMD: região medial do punho direito, PLE: região lateral do punho esquerdo, PME: região medial do punho esquerdo, MOD: segunda articulação metacarpofalangeana direita, MOE: segunda articulação metacarpofalangeana esquerda, CRD: espinha íliaca antero superior direita, CRE: espinha íliaca antero superior esquerda, CPD: espinha íliaca postero superior direita, CPE: espinha íliaca postero superior esquerda, CXD: região inferior da coxa direita, CXE: região inferior da coxa esquerda, JOD: epicôndilo lateral do fêmur direito, JOE: epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, PND: região inferior da perna direita, PNE: região superior da perna esquerda, TRD: maléolo lateral da fibula direita, TRE: maléolo lateral da fibula esquerda, CAD: calcâneo direito, CAE: calcâneo esquerdo, DOD: segunda articulação metatarsofalangeana direita, DOE: segunda articulação metatarsofalangeana esquerda, POL: polegar, IND: indicador). 23

Figura 2: (A) Vista transversal da situação experimental para as tarefas dinâmica e estática. Os três passos (N-2, N-1, N) selecionados para a análise dos dados e a localização do objeto nas tarefas, dinâmica e estática estão mostrados. (B) Ilustração das seis condições de preensão manual. O objeto está ilustrado em branco, enquanto que obstáculos e base estão nas cores preta e cinza, respectivamente. 25

Figura 3: Séries temporais da posição, velocidade e velocidade relativa do punho, abertura entre os dedos e velocidade da abertura entre os dedos para a condição base estável para as tarefas (A) dinâmica e (B) estática. A área sombreada em (A) corresponde à média ± 2 DP das tentativas da marcha livre. As linhas tracejadas verticais indicam o início da fase de alcançar e contato com o objeto. As linhas pontilhadas indicam o toque do calcanhar direito no solo (TCD). Asteriscos correspondem ao pico de velocidade relativa do punho, pico de abertura entre os dedos e pico de velocidade da abertura entre os dedos. .. 32

Figura 4: Exemplo de um gráfico polar para ilustrar o ângulo de acoplamento entre ombro direito e esquerdo no eixo x (flexão/extensão) em uma passada (N). Os dados são de uma tentativa da marcha livre de um participante do grupo de adultos jovens na (A) marcha livre e na condição de (B) preensão. (C) Esquema

usado para classificar os padrões de coordenação entre membros (em fase, fora de fase, fase de ombro direito e esquerdo) (Adaptado de Chang et al., 2008). . 35

Figura 5: (A) Média e erro padrão para comprimento, velocidade e duração do passo em todas as condições experimentais. (B) Média e erro padrão para a distância entre o pé e o objeto nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) nas diferentes condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta; MAL, marcha livre)..... 43

Figura 6: (A) Média e erro padrão para a velocidade do centro de massa (COM) na direção anteroposterior (AP); (B) velocidade do COM na direção médio-lateral (ML); (C) margem de estabilidade dinâmica (MED) na direção anteroposterior (AP); (D) MED na direção médio-lateral (ML). (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta; MAL, marcha livre)..... 45

Figura 7: Média e erro padrão para o (A) tempo de movimento, (B) pico de velocidade relativa do punho, (C) instante do pico de velocidade do punho para todas as condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta). 48

Figura 8: Média e erro padrão para a diferença temporal entre o contato do calcanhar e início do alcance nas condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta). 49

Figura 9: Média e erro padrão para o (A) pico de abertura entre os dedos, (B) instante do pico de abertura entre os dedos, (C) pico de velocidade entre os dedos, (D) instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta). 51

Figura 10: Média e erro padrão para a (A) largura, (B) comprimento, (C) duração e (D) velocidade do passo para os idosos caidores e não-caidores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta; MAL: marcha livre)..... 64

Figura 11: (A) Exemplo de uma série temporal da velocidade do centro de massa (COM) AP para um idoso caidor e não-caidor na tarefa dinâmica (linha grossa) e na marcha livre (linha fina). As linhas verticais pontilhadas indicam a

velocidade mínima e o contato com o objeto. A porcentagem de redução da velocidade AP é indicada pela diferença entre a condição dinâmica e marcha livre. A diferença temporal é calculada pela diferença entre o instante da velocidade mínima e o contato com o objeto. (B) Média e erro padrão da porcentagem de redução da velocidade do COM AP. (C) Margem de estabilidade dinâmica AP e ML nas condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta; MAL: marcha livre)..... 67

Figura 12: Média e erro padrão para o (A) tempo de movimento, (B) pico de velocidade relativa do punho, (C) instante do pico de velocidade do punho, (D) diferença temporal entre o contato do calcanhar e início do alcançar para os idosos caídores e não-caídores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta) 71

Figura 13: Média e erro padrão para o (A) pico de abertura entre os dedos, (B) instante do pico de abertura entre os dedos, (C) pico de velocidade de abertura entre os dedos (C), (D) instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos para os idosos caídores e não-caídores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta) 72

Figura 14: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a (A) fase de ombro esquerdo e (B) quadril direito para cada grupo (adultos jovens [AJ], idosos não-caídores [ID] e idosos caídores [IDQ]) nas passadas N-1 e N. 84

Figura 15: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a fase de ombro direito (A e B), ombro esquerdo (C), fora de fase (D) e em fase (E) para cada grupo (adultos jovens [AJ], idosos não-caídores [ID] e idosos caídores [IDQ]) nas condições de preensão e marcha livre. 86

Figura 16: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a fase de ombro e quadril direito e esquerdo, em fase e fora de fase para as passadas N-1 e N nas condições de preensão e marcha livre. 88

Figura 17: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para padrões em fase (A), fora de fase (B), quadril esquerdo(C), fora de fase (D) para as passadas N-1 e N nas condições de preensão e marcha livre..... 89

Lista de Tabelas

Tabela 1: Média e desvio padrão (entre parênteses) da idade, características clínicas e antropométricas dos grupos adultos jovens (AJ), idosos não-caidores (ID) e idosos caidores (IDQ).	39
Tabela 2: Frequência (%) de ocorrência de cada tipo de suporte da marcha em cada condição experimental.	40
Tabela 3: Valores do F e p referentes aos efeitos principal (condição, passo) e interação (condição*passo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis espaço-temporais (comprimento, duração e velocidade do passo) e distância pé-objeto nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML).	42
Tabela 4: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (condição, passo) e interação (condição*passo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis velocidade do centro de massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica (MED) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML).	45
Tabela 5: Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição, tarefa) e interação (condição*tarefa) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de alcance (tempo de movimento, pico de velocidade do punho e instante do pico de velocidade do punho).	47
Tabela 6: Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição, tarefa) e interação (condição*tarefa) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de apreensão (pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos).	50
Tabela 7: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passo) e de interação (condição*grupo e passo*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis espaço-temporais da marcha: comprimento, largura, duração e velocidade do passo.	63
Tabela 8: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis margem de estabilidade dinâmica (MED) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), diferença temporal entre o instante do contato com o objeto e a velocidade mínima do COM AP e a porcentagem de redução da velocidade AP.	66
Tabela 9: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de alcançar: tempo de movimento, pico de velocidade do punho, instante do pico de velocidade do punho e diferença temporal.	69

Tabela 10: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de pegar: pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos. 70

Tabela 11: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro direito e esquerdo (flexão/extensão e abdução/adução). 80

Tabela 12: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro e quadril direito (flexão/extensão e abdução/adução). 81

Tabela 13: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro direito e quadril esquerdo (flexão/extensão e abdução/adução). 82

Tabela 14: Frequência de ocorrência (%) para cada tipo de suporte para os idosos caídores e não-caídores. 90

1. INTRODUÇÃO

A habilidade de realizar movimentos de preensão é essencial para interação com o ambiente, como por exemplo, na realização de atividades diárias como pegar um copo, pegar o controle da televisão, fazer compras no supermercado, entre várias outras. Desta forma, os pesquisadores têm evidenciado esforços para descrever e compreender o padrão destes movimentos, que envolve dois componentes: transporte da mão ao objeto (componente de transporte ou alcance) e arranjo dos dedos para pegar o objeto (componente de pegar o objeto) (JEANNEROD, 1996, BONGERS et al., 2012). Este movimento não é apenas influenciado pelas dimensões do objeto, mas também pelos aspectos dinâmicos e restrições de exatidão do movimento (ZAAL et al., 1998, GRAFTON, 2010). O movimento de alcançar envolve o controle dos músculos mais proximais e o movimento de pegar o objeto envolve o recrutamento dos músculos mais distais. Estes dois padrões de movimento são integrados e coordenados, por meio de diversas redes neurais, para realizar a tarefa de preensão do objeto com sucesso. Recentes evidências têm mostrado que os movimentos de preensão são controlados por duas vias paralelas visuomotoras, uma para mover o membro superior até o objeto e outra para pegar o objeto (GRAFTON, 2010). Desta forma, os movimentos de alcançar envolvem o circuito pareofrontal (constituído pelo lóbulo superior parietal e o córtex pré-motor) e o movimento de pegar o objeto é originado pelos circuitos do lóbulo inferior parietal e córtex ventral pré-motor.

Em relação à descrição do padrão destes movimentos, os estudos têm mostrado que o componente de alcançar o objeto consiste de uma fase de aceleração até o pico de velocidade ser alcançado e, que após esta fase, a mão desacelera, sendo este período mais longo (MON-WILLIAMS; TRESILIAN, 2001). Ainda, para pegar o objeto, a abertura dos dedos é maior que a largura do objeto e atinge um ponto máximo quando a mão está desacelerando para pegar o objeto, que indica o fechamento subsequente dos dedos (CASTIELLO, 2005).

Bongers et al. (2012) investigaram o padrão de movimento de preensão de uma forma mais sistemática e detalhada de acordo com a distância e o tamanho do objeto. Estes autores identificaram diferentes padrões de movimento de preensão: 1) padrão de abertura da mão (um único pico de velocidade para abrir e fechar a mão), 2) padrão de abertura irregular (mais de um pico de velocidade para abrir e fechar a mão) e apresenta um platô, no qual a mão fica aberta em uma posição relativamente constante por um período e depois fecha. Os resultados apontaram que para o movimento de alcançar objetos distantes e pequenos, o padrão, irregular/platô foi predominante. Estes achados contribuem para o entendimento dos mecanismos de controle envolvidos na preensão de objetos em função das características do objeto e da sua localização no ambiente.

Tipicamente, os estudos sobre o movimento de alcançar e pegar foram conduzidos com os participantes parados e sentados (BENNIS; ROBY-BRAMI, 2002; QUANNEY; NUDO; COLE, 2005; SUPUK; BAJD; KURILLO, 2011). Nessa situação, as demandas de controle postural são diminuídas, já que a base de suporte é ampla e não há nenhuma característica dinâmica adicional envolvida com a realização dessa tarefa. Dessa forma, ainda não se sabe quais são as modificações que ocorrem neste padrão de movimento quando associado a uma tarefa dinâmica, como por exemplo, a marcha. A coordenação entre membros superiores e inferiores durante a marcha, estabelecida por meio de um acoplamento neuronal (DIETZ, 2002; WANNIER et al., 2001; ZEHR & DUYSSENS, 2004), é uma das características principais da locomoção e contribui para a manutenção da estabilidade corporal (HINRICHS; CAVANAGH; WILLIAMS, 1987). Dessa forma, a associação do movimento de alcançar e pegar um objeto durante a marcha pode implicar na alteração dessa coordenação entre membros superiores e inferiores para transportar o braço para próximo da área onde se encontra o objeto a ser manipulado.

Os estudos descritos até o momento analisaram as possíveis alterações na coordenação de membros superiores e inferiores durante os movimentos sincronizados de andar e pegar um objeto em indivíduos jovens (CARNAHAN et

al., 1996; COCKELL; CARNAHAN; MCFADYEN, 1995). Entretanto, não se sabe como esse controle pode ser afetado pelo processo do envelhecimento. Além disso, o risco de quedas aumenta durante a realização de duas tarefas motoras concomitantes (NORDIN et al., 2010). As quedas na população idosa provocam redução na funcionalidade, aumento da morbidade e mortalidade, sendo a principal causa de morte em idosos acima de 85 anos (LEE; CHOU, 2006). Consequentemente, ocorre um aumento nos custos com os cuidados da saúde, utilização de serviços especializados e hospitalizações (CLOSE et al., 1999), além de afetar diretamente a qualidade de vida das pessoas. Desta forma, a análise da marcha e do movimento de preensão de uma forma combinada e mais detalhada poderá auxiliar o entendimento sobre as possíveis alterações nos mecanismos de controle motor em idosos caídores. A partir desta análise do movimento, poderá ser possível identificar variáveis relacionadas ao risco de quedas de uma forma mais abrangente (análise de movimento de membro superior e inferior) para encaminhar estes idosos para programas específicos de reabilitação para que estas quedas sejam evitadas.

Dentro deste contexto, nos próximos tópicos serão apresentados estudos na literatura relacionados a análise da marcha combinada com o movimento de preensão. O primeiro tópico apresenta as alterações no controle da marcha quando combinado com o movimento de preensão em adultos jovens. O segundo tópico apresenta um modelo teórico sobre o controle envolvido na sobreposição do movimento de alcançar durante a marcha. O terceiro tópico aborda as alterações no comportamento locomotor e no movimento de preensão em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas. O quarto tópico apresenta os pressupostos teóricos relacionados com a coordenação dos movimentos dos membros superiores e inferiores na marcha combinada com o movimento de preensão.

1.1. Controle da marcha combinado com o movimento de preensão

A tarefa de alcançar e pegar um objeto é influenciada não apenas pelas dimensões do objeto, como também pela sua localização em relação a posição

inicial da mão (ZAAL; BOOTSMA; VAN WIERINGEN, 1998) e a presença de obstáculos (VOUDOURIS; SMEETS; BRENNER, 2012). Na tarefa de pegar o objeto, a abertura dos dedos precisa ser maior que as dimensões do objeto para garantir o contato da mão com o objeto com sucesso. A máxima abertura da mão ocorre na fase de desaceleração em direção ao objeto (BONGERS; ZAAL; JEANNEROD, 2012; CASTIELLO, 2005; JEANNEROD, 1984). Além disso, o pico de velocidade da abertura da mão é também identificado quando a mão é modulada em função dos requisitos da tarefa (ANSUINI et al., 2008). Após este pico ser atingido, o movimento de pegar o objeto é controlado por feedback (informação proprioceptiva e/ou visual) de acordo com os objetivos da tarefa e as demandas ambientais (VAN VLIET et al., 2013). Estas demandas ambientais, como por exemplo, obstáculos ao redor do objeto, também podem alterar o padrão do movimento de pegar o objeto. Por exemplo, a abertura entre os dedos diminui e o tempo de movimento aumenta na presença de obstáculos (CHAPMAN et al., 2011; VOUDOURIS; SMEETS; BRENNER, 2012).

Como descrito anteriormente, os estudos relacionados com o movimento de preensão foram conduzidos com os participantes sentados e com o movimento restrito ao membro superior (BENNIS; ROBY-BRAMI, 2002; QUANEY; NUDO; COLE, 2005; SUPUK; BAJD; KURILLO, 2011). Nesta situação, as demandas do controle postural estão reduzidas, pois a base de suporte é ampla e estável. Durante a manutenção da postura ereta, entretanto, o movimento de preensão é realizado com maior cautela, como por exemplo, redução na velocidade do movimento de pegar o objeto (SMEETS; BRENNER, 1999). Além disso, a duração da fase de alcançar aumentou quando os participantes ficaram em pé em uma superfície de espuma comparada com uma superfície rígida, mas apenas quando o objeto foi posicionado próximo ao participante (VOUDOURIS et al., 2013). Entretanto, a superfície de espuma não afetou a abertura entre os dedos, o que sugere que o controle do movimento de pegar o objeto não é influenciado pela instabilidade corporal. Desta forma, estes estudos mostram que algumas modificações são observadas no movimento de preensão quando a base de suporte é reduzida (manutenção da postura ereta).

Entretanto, não é conhecido se em um contexto mais dinâmico com a base de suporte móvel (por exemplo, marcha) poderia afetar o controle do movimento de preensão.

Poucos estudos investigaram o controle da marcha combinado com o movimento de preensão, mas não analisaram as características do componente de pegar o objeto (CARNAHAN et al., 1996; COCKELL; CARNAHAN; MCFADYEN, 1995; MARTENIUK; BERTRAM, 2001; VAN DER WEL; ROSENBAUM, 2007). Cockell et al. (1995) mostrou que para um objeto pequeno, os participantes utilizaram uma pegada de precisão e para um objeto grande, utilizaram uma pegada de força, mas a marcha não afetou o tipo de pegada adotado pelos participantes. Carnahan e colaboradores (1996) investigaram o comportamento locomotor quando a tarefa manual foi adicionada e os resultados mostraram que os parâmetros espaço-temporais, como duração e comprimento da passada, não foram influenciados com a adição da tarefa manual com diferentes tamanhos do objeto. Entretanto, os participantes andaram mais rápido na marcha livre em comparação com a tarefa combinada (marcha e movimento de preensão) (CARNAHAN et al., 1996). Além disso, quando comparada com a tarefa de preensão durante a manutenção da postura ereta, a velocidade do punho aumentou na marcha. A interpretação destes resultados sugere que o controle motor é organizado para manter a estabilidade da marcha em detrimento do movimento do membro superior. Assim, uma organização hierárquica pode ser sugerida, sendo que o movimento de preensão é modificado para manter a integridade e estabilidade da marcha (GRACI, 2011). Entretanto, o aumento de dificuldade da tarefa manual (copo com água coberto e copo com água descoberto) resultou em um aumento no tempo da fase de suporte simples (MARTENIUK; BERTRAM, 2001). Desta forma, parece que as mudanças são dependentes do nível de dificuldade da tarefa manual (VAN DER WEL; ROSENBAUM, 2007).

Para trabalhar com diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual, dois aspectos foram manipulados na presente tese. Primeiro, obstáculos localizados ao lado do objeto com diferentes distâncias foram utilizados. Como apresentado

anteriormente, obstáculos próximos ao objeto afetam a abertura da mão. O segundo aspecto está relacionado com a percepção de fragilidade do ambiente. Patla et al. (1996), por exemplo, mostraram que a percepção de fragilidade imposta pelo obstáculo aumentou a elevação do membro inferior durante sua transposição. Além disso, Zheng e MacKenzie (2007) mudaram o diâmetro da base do suporte que sustentava o objeto e estes autores encontraram aumento no tempo de movimento para a base estreita em comparação com a base larga. Desta forma, na presente tese, o objeto foi posicionado em uma base com o diâmetro largo (percebida como estável) e estreito (percebida como instável) e os participantes foram instruídos a não derrubar a base no momento de pegar o objeto.

Estudos anteriores que combinaram a marcha com o movimento de preensão não investigaram com detalhes os componentes de alcançar e de pegar o objeto, como por exemplo, duração e velocidade da abertura entre os dedos. Em relação à análise do movimento de preensão, uma análise chave está relacionada com o padrão de abertura dos dedos que ocorre durante o movimento de alcançar (SUPUK; BAJD; KURILLO, 2011). Estas análises são importantes para entender se e como a marcha influencia o movimento de preensão. Ainda, é necessário comparar o movimento de preensão durante a manutenção da postura ereta (tarefa estática) e quando combinado com a marcha em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual.

As variáveis da marcha descritas nos estudos anteriores não descreveram totalmente como o padrão locomotor é afetado pelo movimento de preensão. Alguns estudos (CARNAHAN et al, 1996; MARTENIUK; BERTRAM, 2001) apenas analisaram os parâmetros espaço-temporais da marcha no momento do contato da mão com o objeto. Além disso, é interessante analisar os passos que precedem o momento do contato manual, pois diversos estudos têm mostrado que modificações na marcha ocorrem durante a fase de aproximação em função das restrições da tarefa (LEE; LISHMAN; THOMSON, 1982; MONTAGNE et al., 2000; MORAES; LEWIS; PATLA, 2004). Além disso, embora a análise de parâmetros espaço-temporais da marcha permita

inferências sobre o controle da estabilidade dinâmica, faz-se necessária uma análise mais específica da relação entre o deslocamento/velocidade do centro de massa (COM) e os limites da base de suporte. Considerando que a estabilidade durante a marcha é dependente da própria dinâmica do movimento, uma análise mais apropriada deve levar em consideração a posição do COM e sua velocidade. Hof, Gazendam e Sinke (2005) propuseram uma variável que captura esses dois parâmetros e eles a chamaram de posição extrapolada do COM em relação ao limites da base de suporte. Esse cálculo leva em consideração a posição e a velocidade atual do COM para obter a informação da posição futura do COM em relação à base suporte, de tal forma que permite identificar se o sistema está ou não dinamicamente estável. Assim, quando o centro de massa extrapolado esta localizado antes da base de suporte, o sistema esta estável e vice versa para valores negativos.

Com base nestas considerações, duas perguntas iniciais surgem em relação ao controle da marcha combinado com o movimento de preensão em adultos jovens: (1) Quais são as mudanças que ocorrem na marcha e no movimento de preensão quando estas duas tarefas estão sobrepostas? (2) Estas mudanças na marcha ou no movimento de preensão ocorrem em função do nível de dificuldade da tarefa manual? Essas duas perguntas iniciais serão abordadas no Estudo 1 desta Tese.

1.1.1. Modelo teórico do controle combinado da locomoção com o movimento de preensão

A hipótese básica do modelo proposto é que o componente de alcançar do movimento de preensão é sobreposto ao movimento da marcha (IVANENKO et al., 2005). Durante a marcha, o controle rítmico dos membros superiores e inferiores é mediado pelas projeções longas dos neurônios proprioespinhais conectando os geradores centrais de padrão da região cervical e torácico-lombar da coluna espinhal (DIETZ, 2002, 2011). Dietz, Fouad e Bastiaanse (2001) mostraram que a estimulação do nervo espinhal foi acompanhada por uma resposta reflexa nos músculos proximais do braço durante a marcha, mas não

durante a manutenção da postura ereta e na tarefa sentado. Em contraste, o movimento voluntário do membro superior em direção ao objeto é mediado pela excitação cortical dos neurônios motores localizados no nível cervical (GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989). Dietz (2002, 2011) propôs que o controle neuronal do movimento do braço é dependente da tarefa, de tal forma que existe um acoplamento flexível entre os centros cervical e torácico-lombar. Desta forma, durante o transporte do braço, existe uma forte excitação cortical e uma inibição do sistema proprioespinhal. Entretanto, durante a locomoção, os geradores de padrão cervical e torácico-lombar são fortemente acoplados e coordenam os movimentos de braços e pernas.

Entretanto, baseado nestes pressupostos, o que deve acontecer no controle desta tarefa dependente do braço quando o transporte da mão em direção ao objeto está sobreposto a marcha? Georgopoulos e Grillner (1989) propuseram que os movimentos do membro superior evoluíram do posicionamento acurado do pé envolvido na locomoção quadrúpede, sugerindo que o controle de alcançar é integrado aos circuitos neuronais pré-existentes, especialmente para aqueles localizados no nível cervical. Assim, o mesmo circuito envolvido no controle dos músculos proximais do braço na locomoção deve ser recrutado para o transporte da mão em direção ao objeto no controle combinado da marcha e o movimento de preensão. Neste caso, uma possibilidade é que existe inibição do sistema proprioespinhal e a excitação cortical do centro cervical para controlar o movimento do braço em direção ao objeto, especialmente o meio-centro relacionado com o controle do braço direito. Neste caso, o movimento do braço poderia ser independentemente controlado e não afetado pela marcha. Durante a marcha, os braços oscilam fora de fase em relação às pernas para minimizar o momento angular do corpo no eixo vertical (BRUIJN et al., 2008). Uma outra possibilidade é que a ativação cortical do centro cervical é sobreposta ao sistema proprioespinhal, o que resultaria em diferenças entre as tarefas da marcha e estática para o componente de alcançar da tarefa de preensão.

Considerando que os circuitos corticais envolvidos no controle de alcançar e pegar um objeto são relativamente independentes (CASTIELLO; PIERNO, 2009) e considerando que a abertura da mão é controlada pela musculatura distal, que pode não estar relacionada com o controle do andar, é possível que a circuitaria neural envolvida com a tarefa de pegar um objeto deve ser independente da tarefa (locomução e postura ereta). Desta forma, como sugerido acima, o movimento de alcançar poderia ser afetado pela marcha, mas não pelo movimento de pegar, embora as condições de preensão possam afetar ambos os movimentos (alcançar e pegar).

Em relação à marcha, o controle dos circuitos neurais espinhais envolvidos neste movimento podem ser corticalmente modulados para acomodar a posição do corpo e facilitar a execução do movimento de preensão. Drew et al. (1996) mostraram o envolvimento do córtex motor de gatos durante a ultrapassagem de um obstáculo visto alguns passos antes. Recentemente, Marigold e Drew (2011) mostraram o envolvimento do córtex parietal posterior na ultrapassagem de obstáculo em gatos. Como sugerido por Drew, Prentice e Schepens (2004), mudanças adaptativas na marcha em função da demanda da tarefa necessitam ser integradas apropriadamente ao padrão de ativação subjacente para evitar mudanças abruptas na marcha, o que comprometeria a estabilidade corporal. Esta integração pode ser alcançada pela distribuição dos ajustes necessários durante a fase de aproximação (MORAES; LEWIS; PATLA, 2004) e pelo envio de comandos motores em momentos apropriados dentro do ciclo da marcha. Estas modificações no padrão da marcha são paralelas à ativação do circuito cervical para a realização do movimento de alcançar.

1.2. Modificações no controle da marcha e no movimento de preensão em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas

A incidência de quedas é alta na população idosa. É estimado que um terço da população acima de 65 anos cai ao menos uma vez ao ano (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; O'LAUGHLIN et al., 1993; RODRIGUES; FRAGA; BARROS, 2014; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Consequentemente,

as lesões associadas às quedas estão relacionadas a uma redução na mobilidade e declínio funcional (TIDEIKSAAR, 1996). Além disso, problemas no controle postural estático e dinâmico têm sido identificados como os principais fatores de risco intrínsecos para quedas em idosos (MAKI; HOLLIDAY; TOPPER, 1994; VERGHESE et al., 2002). Estudos epidemiológicos têm mostrado que mais de 50% das quedas ocorrem durante a locomoção (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; SATTIN, 1992).

O histórico de quedas em idosos tem sido associado à um comprometimento na marcha (HAUSDORFF; RIOS; EDELBERG, 2001). Assim, os idosos com histórico de quedas apresentam redução no comprimento, velocidade da passada e aumento na variabilidade da marcha e tempo no duplo suporte (AUVINET et al., 2003, KIRKWOOD et al., 2011, TOEBES et al., 2012). As mudanças no padrão locomotor de idosos são ainda mais evidentes quando duas tarefas motoras são combinadas (NORDIN et al., 2010). Idosos caidores apresentam redução na velocidade e no tempo de suporte simples quando comparados com idosos não caidores no desempenho de uma dupla tarefa (SPRINGER et al., 2006). Estes resultados sugerem que idosos caidores apresentam problemas em dividir a atenção entre duas tarefas motoras em função dos problemas neuromusculares (HAWKES et al., 2012). Ainda, mudanças no padrão locomotor no paradigma de tarefa dupla pode prever quedas nos idosos (BEAUCHET et al., 2009). Além disso, o nível de dificuldade da tarefa secundária também pode influenciar como as mudanças na tarefa dupla estão associadas com o histórico de quedas (CHU et al., 2013). Nordin et al. (2010) verificaram que idosos caidores aumentaram a largura do passo nas tarefas mais difíceis (por exemplo, carregar uma bandeja com copo em uma mão e subtrações de 3 números em uma sequência de 50 números). Estes resultados indicam a habilidade de utilizar recursos sensoriomotores de uma forma flexível para reduzir o risco de quedas. Da mesma forma, Hall et al. (2011) encontraram que o aumento de dificuldade da tarefa cognitiva resultou em uma lentidão na marcha. Estes resultados indicam que quanto maior a complexidade da tarefa secundária maior é o impacto no desempenho locomotor de idosos

caidores. Ainda, os idosos caidores realizaram a tarefa cognitiva (ex. soletrar as letras do alfabeto) mais lentamente na marcha quando comparada com a tarefa sentada. Estas adaptações foram realizadas para aumentar a estabilidade corporal e permitir a divisão de atenção entre as tarefas.

A tarefa combinada de marcha e preensão é amplamente realizada durante a realização das atividades diárias. Como a marcha, o movimento de preensão também é influenciado pelo efeito do envelhecimento. Desta forma, idosos exibiram menor pico de velocidade do punho e maior tempo de movimento que adultos jovens no movimento de pegar um objeto na posição sentada (ROY; WEIR; LEAVITT, 1996). Além disso, sabe-se que os idosos apresentam uma redução na informação tátil (COLE; ROTELLA; HARPER, 1999) e, conseqüentemente, aumentam a força de fechamento dos dedos como uma estratégia compensatória quando foram instruídos a segurar um objeto (GORNIAK; ZATSIORSKY; LATASH, 2011). Em relação ao movimento combinado de marcha e preensão, Diermayr et al. (2011) investigaram o efeito do envelhecimento no controle de segurar um objeto quando a marcha foi combinada com o movimento de transpor um objeto. Os autores encontraram um aumento na força de pegar o objeto durante a marcha, o que indica um declínio na destreza manual em tarefas funcionais.

Dentro deste contexto, Delbaere et al. (2004) mostraram que a marcha e o movimento de pegar um objeto são as tarefas funcionais mais evitadas pelos idosos com medo de cair. Assim, quando a tarefa de pegar um objeto foi realizada durante a manutenção da postura ereta, os idosos adotaram uma estratégia de quadril, diferentemente dos adultos jovens que utilizaram uma estratégia de tornozelo (LIN; LIAO, 2011). Além disso, Huang e Brown (2015) verificaram que idosos apresentaram maior deslocamento do centro de pressão que adultos jovens durante a manutenção da postura ereta combinada com o movimento de pegar um objeto. Estas estratégias diferentes foram utilizadas para compensar os problemas no controle do equilíbrio apresentados pelos idosos. É bem documentado que idosos aumentam a largura do passo na marcha em função do comprometimento do equilíbrio (NORDIN et al., 2010).

Desta forma, é interessante combinar estas duas tarefas, pois ambas apresentam um desafio para a estabilidade dinâmica. Ainda, a combinação da marcha com o movimento de pegar um objeto também pode ser considerada uma situação de dupla tarefa.

Muitos estudos investigaram a interferência das tarefas motoras/cognitivas na marcha e a relação com o risco de quedas em idosos (CHU et al., 2013; MENANT et al., 2014; VERGHESE et al., 2007). Entretanto, a maioria dos estudos que investigaram o paradigma de dupla tarefa e idosos com histórico de quedas apenas investigaram a tarefa principal (marcha) (BEAUCHET et al., 2009; KRESSIG et al., 2008). Neste contexto de tarefa dupla e quedas, é também interessante analisar a tarefa secundária para investigar o nível de interferência entre duas tarefas motoras em idosos com histórico de quedas. Possíveis mudanças no controle de preensão, como por exemplo, redução no tempo de movimento, velocidade do punho e velocidade de abertura entre os dedos podem estar relacionadas a mudanças no controle da marcha. Mudanças na estabilidade da marcha podem ser explicadas como uma estratégia compensatória para acomodar o controle dos membros superiores na tarefa de pegar um objeto. Além disso, esta tarefa combinada é diferente dos outros paradigmas de tarefa dupla apresentados na literatura (SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, 2000; YAMADA et al., 2011), pois na maioria destes estudos, os idosos são instruídos a realizar a tarefa secundária durante todo o trajeto em que devem se locomover. Desta forma, os idosos não precisam mudar a estratégia motora para realizar a tarefa secundária, assim, o movimento pode ser pré-programado desde o início da tarefa motora. Entretanto, para a realização das atividades diárias, os idosos necessitam mudar o padrão da marcha para acomodar a outra tarefa (por exemplo, pegar o objeto). De acordo com estes pressupostos, a tarefa combinada de marcha e pegar um objeto permite investigar as estratégias motoras utilizadas pelos idosos quando eles têm que modular o padrão locomotor para realizar uma tarefa voluntária sobreposta, como por exemplo, pegar um objeto. Estas possíveis mudanças nas

estratégias motoras podem contribuir para explicar o alto risco de quedas apresentados pelos idosos.

Com base nestes pressupostos, as perguntas adicionais abordadas nesta Tese em relação ao controle da marcha combinado com o movimento de preensão em idosos com e sem histórico de quedas são: (1) Quais são as mudanças que ocorrem na marcha e no movimento de preensão quando estas duas tarefas estão sobrepostas em idosos com e sem histórico de quedas? (2) Estas mudanças na marcha ou no movimento de preensão ocorrem em função do nível de dificuldade da tarefa manual em idosos com e sem histórico de quedas?

1.3. Interferência do movimento de preensão no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores da marcha em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas

A locomoção humana é caracterizada por um típico movimento de membro superior em oposição ao movimento do membro inferior ipsilateral. Entretanto, quando a marcha é combinada com outra tarefa, como por exemplo, pegar um objeto, movimentos dos membros superiores e inferiores são modificados para acomodar ambas as tarefas. As modificações na marcha combinada com o movimento de preensão são redução na velocidade e aumento na duração do passo (CARNAHAN et al., 1996). Além disso, estas modificações parecem ser dependentes do nível de dificuldade da tarefa manual (MARTENIUK; BERTRAM, 2001).

Apesar destas modificações, mudanças na coordenação entre membros são necessárias para realizar com sucesso a marcha combinada com o movimento de preensão. Cockell et al. (1995) verificaram que quando os participantes pegaram o objeto com a mão direita ou esquerda, eles utilizaram o membro inferior ipsilateral como suporte. Este resultado sugere uma mudança no padrão fora-de-fase da coordenação entre membros (superiores e inferiores). Assim, estes dados indicam que os membros superior e inferior se movimentaram juntamente para frente. Estes resultados ressaltam o modelo

teórico apresentado acima, de que o movimento de preensão é sobreposto a marcha. Desta forma, de acordo com os resultados apresentados na literatura, os geradores centrais de padrão cervical e torácico-lombar são fortemente acoplados para coordenar os movimentos de braços e pernas (DIETZ, 2002, 2011). Assim, o controle de alcançar é integrado aos circuitos neuronais localizados na região cervical (GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989). Além disso, a coordenação entre preensão e marcha deve ser explicada por interações dinâmicas entre os geradores centrais de padrão que produzem movimentos rítmicos, os circuitos que controlam os discretos do membro superior e fatores biomecânicos como a estabilidade da marcha (CHIOVETTO; GIESE, 2013).

Embora o padrão de coordenação entre membros durante a marcha seja modificado pela adição da tarefa de preensão, a questão sobre as mudanças dinâmicas na coordenação entre membros não está totalmente elucidada. Estudos anteriores utilizaram uma análise qualitativa para inferir mudanças na coordenação entre membros. Entretanto, é necessário utilizar medidas mais diretas para quantificar a natureza das mudanças na coordenação entre membros superiores ou entre membros superiores e inferiores. As análises de movimento relativo podem fornecer uma compreensão mais aprofundada sobre a natureza da mudança e variabilidade da coordenação entre membros superiores e inferiores na tarefa combinada da marcha e pegar um objeto (HAMILL et al., 1999; VAN EMMERIK; MILLER; HAMILL, 2011). O movimento relativo é uma medida de coordenação e pode ser analisada por meio do diagrama de ângulos (HAMILL et al., 1999). Na presente tese, a técnica de *vector coding* do diagrama de ângulos será utilizada para quantificar e explorar a coordenação entre membros superiores e inferiores na marcha combinada com o movimento de preensão em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008; SPARROW et al., 1987).

Dentro deste contexto, a coordenação entre membros superiores e inferiores é modificada em função do processo de envelhecimento (PLOTNIK;

GILADI; HAUSDORFF, 2007). Idosos apresentam um baixo acoplamento temporal entre braços e entre braços e pernas, que diminui ainda mais com o aumento da velocidade do movimento (GEENE; WILLIAMS, 1996). Recentemente, Fujiyama et al. (2012) mostraram que idosos apresentam uma habilidade reduzida em coordenar membros superiores e inferiores na tarefa de flexão/extensão de braços e pernas. Estas alterações devem estar associadas com um declínio no controle inibitório do processo corticoespinal (FUJIYAMA et al., 2012).

Como descrito anteriormente, existe uma alta incidência de quedas em idosos na marcha (BARAK et al., 2006; BERG et al., 1997). O risco de quedas é ainda mais evidenciado quando duas tarefas motoras são combinadas (NORDIN et al., 2010). Além disso, em tarefas que requerem transições de movimento, como por exemplo, levantar e andar, idosos com histórico de quedas finalizam o movimento de levantar antes de iniciar a marcha (CHEN; CHOU, 2013), o que sugere um desacoplamento entre essas tarefas motoras sequenciais. Esta estratégia é utilizada para melhorar a estabilidade durante a realização de duas tarefas combinadas em sequência que envolvem rápidas transições de movimento. De acordo com esses resultados, idosos com histórico de quedas apresentam mudanças no comportamento motor, como por exemplo redução no tempo de movimento e na velocidade do passo (SPRINGER et al., 2006), quando duas tarefas motoras são realizadas sequencialmente (levantar e andar). A tarefa combinada de andar e pegar um objeto é um exemplo interessante de um diferente tipo de tarefa que sobrepõe uma tarefa manual na marcha. Desta forma, será que as mudanças no comportamento motor em idosos com histórico de quedas poderiam ser explicadas por uma alteração na coordenação entre membros superiores e inferiores? De acordo com a teoria dos sistemas dinâmicos, a análise de movimento relativo (técnica de *vector coding*) permite investigar a dinâmica da coordenação entre as articulações dos membros superiores e inferiores (VAN EMMERIK; MILLER; HAMILL, 2011). Assim, esta análise pode trazer uma exata compreensão da natureza da mudança que está relacionada com a instabilidade dos movimentos, e que

consequentemente pode causar quedas.

Com base nestes pressupostos, várias perguntas surgem em relação ao controle da marcha combinado com o movimento de preensão em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas. 1) Quais são as mudanças que ocorrem na coordenação da marcha quando o movimento de preensão é sobreposto? 2) Estas possíveis mudanças na coordenação ocorrem em função do aumento do nível de dificuldade da tarefa manual? 3) Quais são as alterações que ocorrem na coordenação deste movimento combinado em função do processo de envelhecimento e do histórico de quedas? 4) Quais são as mudanças que ocorrem na coordenação entre membros superiores e entre membros superiores e inferiores para a tarefa combinada de marcha e preensão com diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual? 5) Existe alguma alteração no padrão de coordenação durante a fase de aproximação em função da adição da tarefa de preensão?

1.4. Justificativa da escolha das variáveis dependentes

Para responder as questões de pesquisa elaboradas nas seções anteriores, as variáveis relacionadas ao movimento do centro de massa, das articulações de membros superiores e inferiores e parâmetros espaço-temporais da marcha foram utilizadas. Ainda, estas variáveis foram analisadas dois passos antes do contato com o objeto para investigar possíveis mudanças na marcha durante a fase de aproximação. Em relação ao movimento de preensão, os movimentos relacionados a fase de alcançar e pegar um objeto foram analisados, como por exemplo, duração da fase de alcançar, velocidade do punho, abertura máxima entre os dedos e velocidade de abertura entre os dedos. As variáveis relacionadas ao movimento de preensão também foram analisadas durante a manutenção da postura ereta para identificar as mudanças no movimento de pegar o objeto em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual em adultos e em idosos com e sem histórico de quedas. Em relação ao padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores, o acoplamento entre ombro direito-esquerdo, ombro-quadril direito e ombro direito-

quadril esquerdo foi escolhido com base nos ajustes dos membros superiores e inferiores de acordo com as demandas da tarefa manual. Assim, os participantes devem ajustar os movimentos do braço (ombro direito e esquerdo) e o suporte do membro inferior (quadril direito e esquerdo) para realizar a tarefa de locomoção e preensão com sucesso.

1.5. Objetivos e hipóteses

O objetivo geral da tese foi investigar o desempenho motor de adultos jovens e de idosos (com e sem histórico de quedas) na tarefa combinada de andar e pegar um objeto.

Os objetivos específicos foram:

- Investigar e caracterizar o desempenho motor de adultos jovens durante a marcha combinada com o movimento de preensão em função de diferentes níveis de dificuldade da tarefa de pegar o objeto (Estudo 1). Desta forma, em relação ao desempenho locomotor, espera-se que os adultos jovens apresentem alterações nos parâmetros locomotores (menor comprimento e velocidade da passada) e na estabilidade dinâmica, sendo que estas modificações serão apenas evidenciadas nas condições manuais mais desafiadoras. Em relação ao movimento de preensão, espera-se que os adultos jovens apresentem alterações na fase de alcançar (aumento no tempo de movimento e redução na velocidade do punho) e no movimento de pegar o objeto (redução na abertura e velocidade dos dedos) nas condições manuais mais desafiadoras e na tarefa dinâmica;

- Comparar o desempenho motor entre idosos com e sem histórico de quedas durante a marcha combinada com o movimento de preensão em função de diferentes níveis de dificuldade da tarefa de pegar o objeto (Estudo 2). Em relação aos idosos, espera-se que ambos os grupos (com e sem histórico de quedas) também apresentem alterações nos parâmetros locomotores e na estabilidade dinâmica, sendo que estas alterações serão mais evidenciadas para os idosos com histórico de quedas independentemente do nível de dificuldade da tarefa manual. Em relação aos ajustes locomotores, espera-se que os idosos

com histórico de quedas realizem modificações na marcha mais cedo (2 passos antes do contato com o objeto) do que os idosos sem histórico de quedas. Em relação ao movimento de preensão, espera-se que os idosos com histórico de quedas apresentem redução na velocidade do punho e aumento no tempo de movimento quando comparados com idosos sem histórico de quedas. Ainda, espera-se que os idosos com histórico de quedas apresentem redução na velocidade de abertura entre os dedos em comparação com os idosos sem histórico de quedas. Desta forma, espera-se que estas alterações sejam identificadas em todas as condições manuais e mais evidenciadas para a tarefa dinâmica;

- Comparar o padrão de coordenação entre adultos jovens, idosos com e sem histórico de quedas durante a marcha combinada com o movimento de preensão em função do nível de dificuldade da tarefa de pegar o objeto (Estudo 3). Em relação ao padrão de coordenação entre membros superiores e entre membros superiores e inferiores durante a marcha, espera-se que o padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores na marcha de todos os grupos seja alterado quando o movimento de preensão do objeto for adicionado. Por exemplo, em relação ao acoplamento entre ombro direito/ombro esquerdo e ombro direito/quadril direito espera-se que os participantes apresentem um padrão mais em fase na condição de marcha combinada com o movimento de preensão em comparação com a marcha livre. Espera-se que a atividade isolada do ombro direito aumente na condição com o movimento de preensão em comparação com a marcha livre. Ainda, espera-se que o movimento fora-de-fase diminua quando o movimento de pegar o objeto for adicionado na marcha. Em relação ao acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo, espera-se apresentem um padrão mais fora-de-fase na condição de marcha combinada com o movimento de preensão em comparação com a marcha livre. Entretanto, espera-se que o movimento em fase diminua na condição de marcha combinada com o movimento de preensão em comparação com a marcha livre. Ainda, espera-se que estas alterações sejam mais evidenciadas nas condições manuais com o maior nível de dificuldade.

1.6. Delineamento da tese

Para atingir os objetivos propostos, esta tese foi organizada em cinco capítulos adicionais. O Capítulo 2 apresenta o método proposto para atender aos objetivos propostos. Desta forma, todos os procedimentos experimentais, variáveis dependentes e os métodos estatísticos utilizados são apresentados. O Capítulo 3 apresenta as características gerais (idade), antropométricas (estatura e massa corporal) e clínicas (Mini-Mental, MiniBESTest e nível de atividade física) dos adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas participantes desta tese. Os Capítulos 4, 5 e 6 contêm os resultados e discussão referentes aos Estudos 1, 2 e 3, respectivamente. Especificamente, o Capítulo 4 apresenta os resultados e discussão referentes às mudanças no desempenho motor em adultos jovens na marcha combinada com o movimento de preensão (Estudo 1). O Capítulo 5 apresenta os resultados e discussão referentes ao efeito do envelhecimento e do histórico de quedas no controle da marcha combinado com o movimento de preensão (Estudo 2). O Capítulo 6 apresenta os resultados e discussão referentes às mudanças no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores na marcha combinada com o movimento de preensão em adultos jovens e em idosos com e sem histórico de quedas (Estudo 3). Finalmente, o Capítulo 7 sintetiza e discute os resultados apresentados nos Capítulos 4, 5 e 6 e indica as implicações e conclusões gerais da tese.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Participantes

Participaram dos estudos que fazem parte dessa tese 45 indivíduos distribuídos em três grupos: adultos jovens (15 AJ - idade entre 18 e 28 anos), idosos não-caidores (15 ID - idade entre 60 e 85 anos) e idosos caidores (15 IDQ - idade entre 60 e 85 anos). Todos os participantes foram recrutados na cidade de Ribeirão Preto/SP. Em relação ao grupo dos adultos jovens, todos os participantes eram alunos de graduação e pós-graduação da Universidade de São Paulo (USP/Ribeirão Preto). Esses estudantes foram recrutados por meio de contato verbal na USP e todos atenderam os critérios de inclusão. O recrutamento do grupo dos idosos (caidores e não caidores) foi feito por meio de divulgação no rádio, internet e cartazes espalhados pela cidade, como por exemplo, farmácias e bancas de jornal. Ainda, os idosos também foram recrutados por meio dos Programas de Atividade Física para Idosos da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) e do Centro de Educação Física, Esporte e Lazer (CEFER) ambos da Universidade de São Paulo. A partir deste recrutamento, 28 idosos com histórico de quedas e 20 sem histórico de quedas foram selecionados. Em relação aos caidores, 10 idosos não se encaixaram nos critérios de inclusão (descritos abaixo), pois apresentaram problemas visuais (1), uso de dispositivos na marcha (6) e histórico de quedas com mais de 12 meses (3) e 3 idosos desistiram de participar do estudo. Em relação aos não caidores, apenas 5 idosos não se encaixaram nos critérios de inclusão, tais como, presença de doenças neurológicas (2) e problemas osteomusculares no membro superior direito (3) que os impedissem de realizar a tarefa manual. Desta forma, como critério de inclusão, os indivíduos deveriam apresentar marcha independente (sem utilização de bengala ou andador), visão normal ou corrigida, funções cognitivas preservadas para compreensão da tarefa, ausência de doenças neurológicas, osteomusculares autorrelatadas e tontura que os impedissem de realizar a tarefa experimental e ser destro. Os

idosos não-caidores e caidores foram pareados em relação ao gênero, idade, estatura e massa corporal. Em relação aos idosos caidores, foram incluídos na amostra aqueles indivíduos que relataram pelo menos 1 queda nos doze meses anteriores a coleta de dados (Questionário sobre Histórico de Quedas) (Apêndice 1). Primeiramente, para aplicação deste questionário, a “queda” foi definida para o idoso como um evento não intencional que resultou na mudança da posição do indivíduo para um nível inferior em relação à sua posição inicial (CRUZ et al., 2012). Assim, este questionário investigou o número de quedas, local, como ocorreu e as circunstâncias das quedas. Após consentirem a participar do estudo, os indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndices 2 e 3) (Resolução 196/96 do CONEP) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (Processo HCRP nº 10735/2012) (Anexo 1).

2.2. Equipamento

Para a coleta de dados, um sistema de análise de movimento tridimensional, constituído por 8 câmeras de vídeo infravermelho (Vicon – MX-T-40S) com uma frequência de coleta de 100 Hz foi utilizado. Duas câmeras de vídeo (Bonita, Vicon) foram posicionadas na frente e no lado esquerdo dos participantes para análise qualitativa das estratégias locomotoras utilizadas para pegar o objeto. Estas câmeras foram conectadas a um computador e para todas as capturas foi utilizado um sistema de calibração do próprio sistema.

2.3. Procedimentos Experimentais

Este estudo foi realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP – USP/SP). Inicialmente, uma anamnese foi empregada em todos os participantes para verificar os critérios de inclusão/exclusão. Como forma de ter controle sobre o nível de atividade física, foi aplicado o Questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982) (Anexo 2) e a versão modificada para idosos (VOORRIPS et al., 1991) (Anexo 3). Este

questionário abrange três áreas básicas: atividades diárias, atividades esportivas e atividades de lazer. Apenas para os idosos, foi aplicado um Questionário sobre Histórico de Quedas que investiga o número de quedas no último semestre, local, como ocorreu e as circunstâncias da queda. Além disso, foram aplicadas as seguintes escalas clínicas: Mini Exame do Estado Mental (MiniMental – BRUCKI et al., 2003) (Anexo 4) para avaliação das funções cognitivas e MiniBESTest (Anexo 5) para avaliação do equilíbrio dinâmico e estático (MAIA et al., 2013).

Na sequência, as medidas antropométricas (estatura e massa corporal) de todos os participantes foram mensuradas e 39 marcadores passivos foram posicionados bilateralmente nos pontos anatômicos (cabeça, tronco, pelve, braços, antebraços, punhos, mãos, coxas, pernas e pés) de acordo com o modelo *Plug-in-Gait-Full Body* (VICON) (Figura 1). Além disso, dois marcadores retrorrefletivos, um posicionado no polegar e o outro no dedo indicador foram utilizados para análise do movimento de preensão (Figura 1). Ainda, três marcadores retrorrefletivos foram posicionados na parte superior do objeto (cilindro de madeira, diâmetro: 4,5 cm, altura: 10 cm, massa: 105 g).

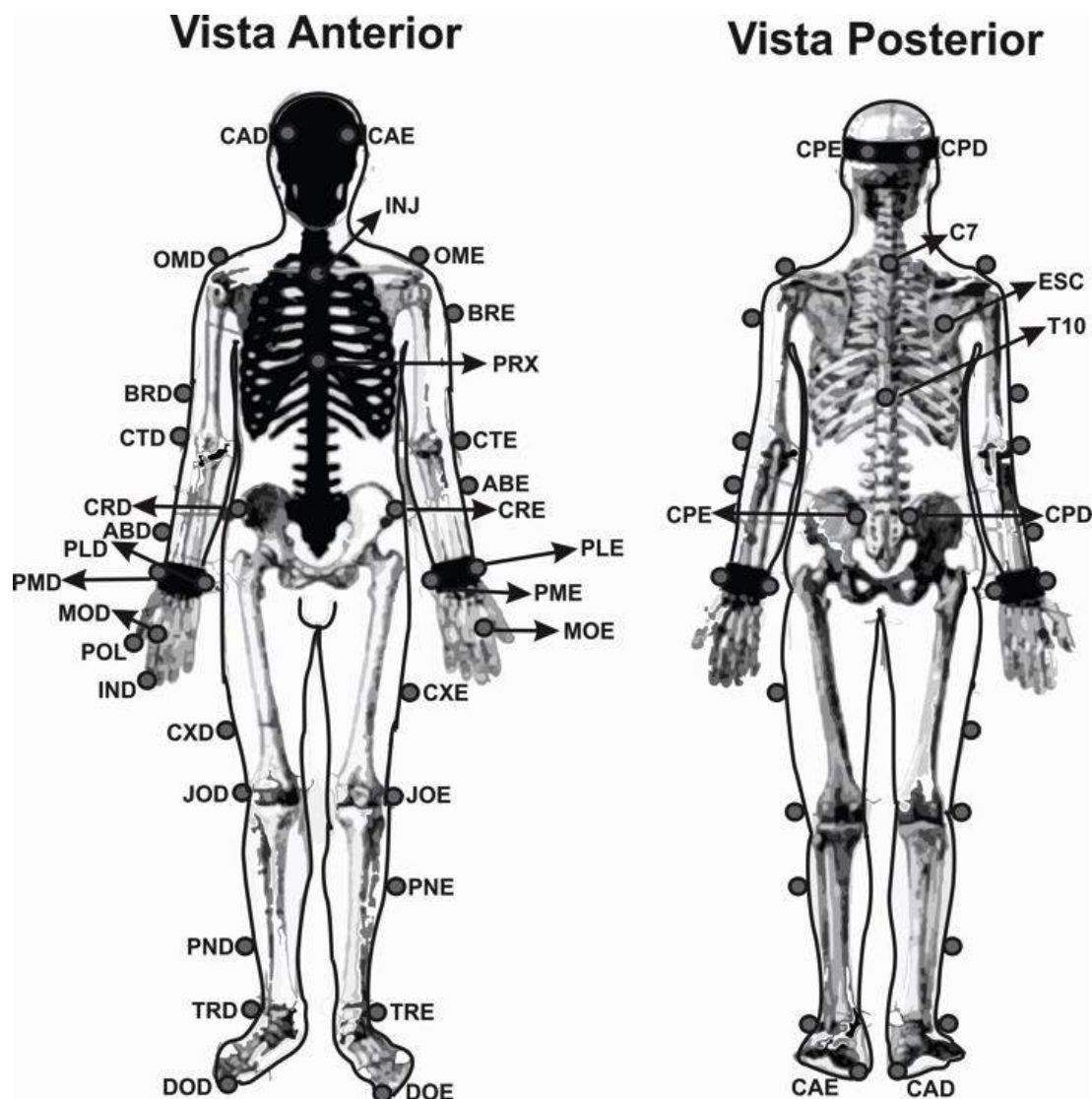


Figura 1: Posicionamento dos marcadores de acordo com o modelo *Plug-in-Gait Full Body Vicon* nas vistas anterior e posterior (CAD: região anterior direita da cabeça, CAE: região anterior esquerda da cabeça, CPD: região posterior direita da cabeça, CPE: região posterior esquerda da cabeça, INJ: incisura jugular, PRX: processo xifóide, C7: processo espinhoso da sétima vertebra cervical, T10: processo espinhoso da décima vertebra torácica, ESC: região inferior da escápula direita, OMD: acrômio direito, OME: acrômio esquerdo, BRD: região inferior do braço direito, BRE: região superior do braço esquerdo, CTD: epicôndilo lateral do úmero direito, CTE: epicôndilo lateral do úmero esquerdo, ABD: região superior do antebraço direito, ABE: região superior do antebraço esquerdo, PLD: região lateral do punho direito, PMD: região medial do punho direito, PLE: região lateral do punho esquerdo, PME: região medial do punho esquerdo, MOD: segunda articulação metacarpofalangeana direita, MOE: segunda articulação metacarpofalangeana esquerda, CRD: espinha ilíaca antero superior direita, CRE: espinha ilíaca antero superior esquerda, CPD: espinha ilíaca postero superior direita, CPE: espinha ilíaca postero superior esquerda, CXD: região inferior da coxa direita, CXE: região inferior da coxa esquerda, JOD: epicôndilo lateral do fêmur direito, JOE: epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, PND: região inferior da perna direita, PNE: região superior da perna esquerda, TRD: maléolo lateral da fibula direita, TRE: maléolo lateral da fibula esquerda, CAD: calcâneo direito, CAE:

calcâneo esquerdo, DOD: segunda articulação metatarsofalangeana direita, DOE: segunda articulação metatarsofalangeana esquerda, POL: polegar, IND: indicador).

Os participantes realizaram o movimento de preensão durante a manutenção da postura ereta (tarefa estática) e a marcha (tarefa dinâmica). O objeto foi posicionado em um suporte construído especialmente para esse estudo com ajuste de altura regulável (Figura 2A) de acordo com as características antropométricas do participante. A altura do suporte foi ajustada à altura do trocânter maior do fêmur e localizado a aproximadamente 3 metros da posição inicial. Para aquisição desta medida, foi utilizada uma fita métrica para verificar a distância entre o trocânter maior do fêmur e o chão. Ainda, uma pequena base cilíndrica foi posicionada no topo deste suporte para o posicionamento do objeto. Na tarefa dinâmica, o objeto foi posicionado lateralmente com uma distância correspondente a 50% do comprimento do membro superior direito (uma fita branca posicionada na passarela limitou a distância para aproximação do objeto). Esta distância também foi utilizada para a tarefa estática. Além disso, para a tarefa estática, os participantes ficaram atrás do objeto, a uma distância de 30% do comprimento do membro superior direito (Figura 2A).

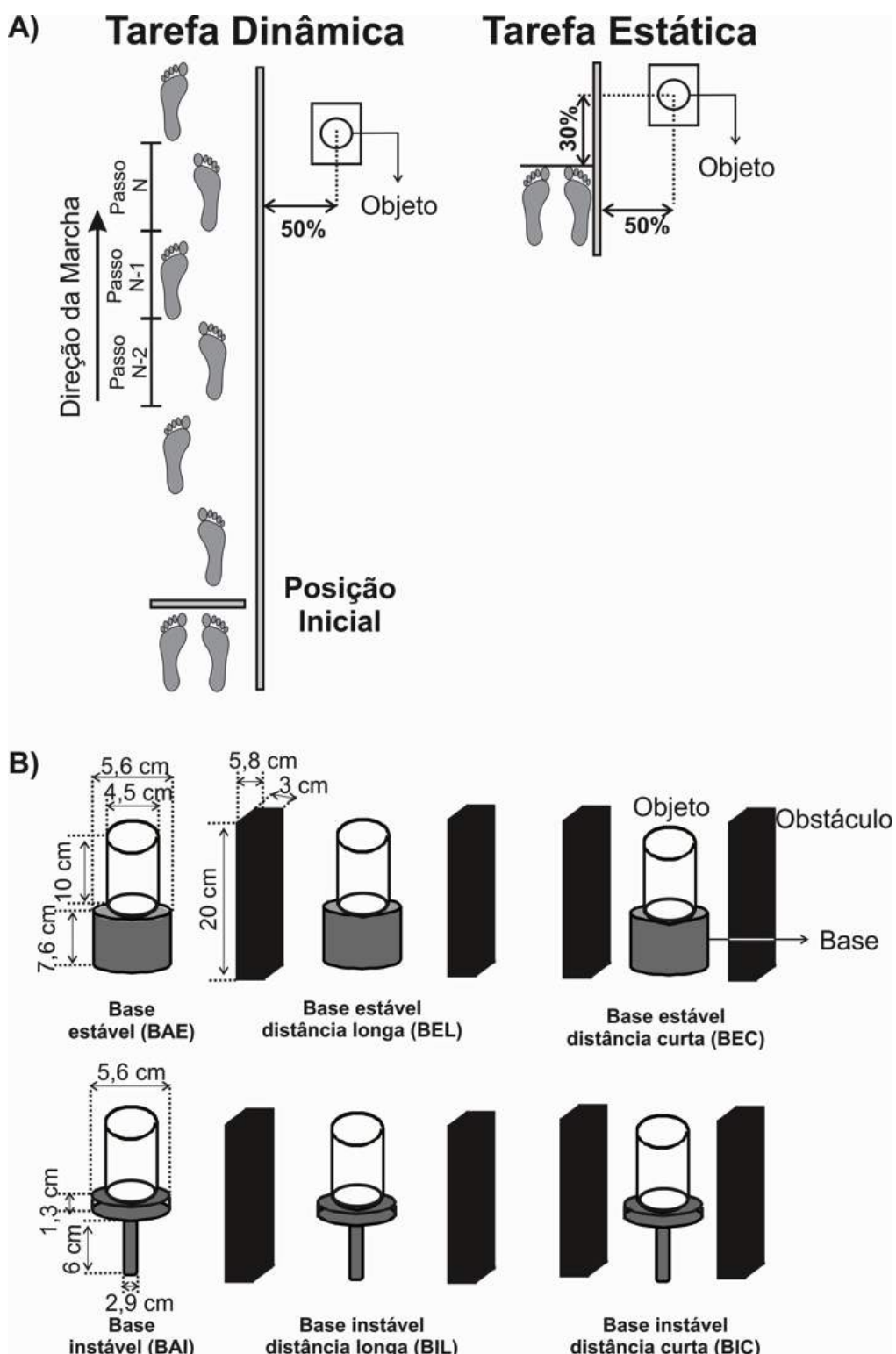


Figura 2: (A) Vista transversal da situação experimental para as tarefas dinâmica e estática. Os três passos (N-2, N-1, N) selecionados para a análise dos dados e a localização do objeto nas tarefas, dinâmica e estática estão mostrados. (B) Ilustração das seis condições de preensão manual. O objeto está ilustrado em branco, enquanto que obstáculos e base estão nas cores preta e cinza, respectivamente.

Os participantes realizaram seis condições de preensão manual em ambas as tarefas (estática e dinâmica), combinando a estabilidade da base e os obstáculos próximos ao objeto para caracterizar diferentes níveis de dificuldade (Figura 2B). A base para posicionar o objeto foi um cilindro de madeira (diâmetro: 5,6 cm, altura: 7,6 cm). Esta base era estável (base larga) e instável (base estreita). Para a base estável, toda a base tinha um diâmetro de 5,6 cm e para a base instável, a parte inferior da base tinha um diâmetro de 2,9 cm. Além disso, para cada tipo de suporte, três condições de obstáculo foram determinadas: sem obstáculo, distância curta e longa entre os obstáculos. Para ambas as condições de obstáculo, o objeto foi posicionado entre dois obstáculos (barras pretas de madeira) (altura: 20 cm, profundidade: 5,8 cm, espessura: 3 cm). As distâncias curta e longa corresponderam a 3 e 5 vezes a espessura do mão direita, respectivamente. Para mensurar a espessura da mão, a mão direita dos participantes estava em uma posição pronada (plano horizontal) e foi utilizado um paquímetro posicionado no centro da mão. A combinação do tipo de base e obstáculo resultou em seis condições de preensão manual: base estável (BAE) e instável (BAI) sem obstáculos, base estável com obstáculos nas distâncias longa (BEL) e curta (BEC) e base instável com obstáculos nas distâncias longa (BIL) e curta (BIC). As condições BAE e BIC foram assumidas como as condições mais fácil e mais difícil, respectivamente.

Os participantes realizaram 3 tentativas para cada condição de preensão manual. Os participantes também realizaram três tentativas de marcha livre (MAL) sem o movimento de preensão (condição controle). Assim, os participantes realizaram 21 tentativas para a tarefa dinâmica e 18 tentativas para a tarefa estática. As tarefas foram coletadas em blocos separados e contrabalanceadas dentro de cada grupo. As condições foram completamente randomizadas dentro de cada bloco.

Os participantes foram instruídos a pegar o objeto sem encostar nos obstáculos e sem derrubar a base de suporte. Na tarefa dinâmica, após o comando de “VAI”, eles deveriam andar em sua velocidade preferida e pegar o objeto. Eles foram instruídos a pegar objeto sem interromper a marcha. Após

pegar o objeto, eles deveriam segurá-lo e continuar andando normalmente até o final da passarela. Na tarefa estática, eles foram instruídos a manter a postura ereta mais estável possível e pegar o objeto após o comando verbal “VAI”. Quando erros aconteceram (ex. contato com o obstáculo ou derrubar a base de suporte), a tentativa foi repetida no final de cada bloco e o número de erros foi computado para cada condição experimental. Os participantes não foram informados sobre os eventuais erros.

2.4. Análise dos dados

As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram filtradas com atraso de fase zero, filtro digital de Butterworth de 4ª ordem com uma frequência de corte de 6 Hz. Para a tarefa dinâmica, todas as variáveis foram calculadas para o passo no período de contato com o objeto (N) e dois passos antes do contato (N-2 e N-1), para verificar possíveis ajustes locomotores na fase de aproximação. Entretanto, no Estudo 3, as variáveis de coordenação foram calculadas para a passada no momento do contato com o objeto (N) e uma passada antes do contato (N-1). Para todos os estudos, na marcha livre (condição controle), o objeto não foi retirado do suporte para ser utilizado como uma referência para identificar a região correspondente aos passos N, N-1 e N-2. Esta seção apresenta as variáveis dependentes calculadas para os Estudos 1, 2 e 3.

2.4.1. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 1

Esta seção está dividida em quatro subseções para explicar o cálculo das variáveis utilizadas no presente estudo: análise qualitativa, parâmetros espaço-temporais da marcha, variáveis relacionadas ao centro de massa e estabilidade e análise do movimento de alcançar e pegar.

2.4.1.1. Análise Qualitativa

A análise qualitativa foi realizada de acordo com a análise de inspeção visual das câmeras de vídeo, frontal e lateral. Assim, foi analisada em qual fase

da marcha (suporte simples ou duplo) os participantes realizaram o contato com o objeto. Ainda, quando a fase de suporte simples foi identificada, foi anotado se os participantes utilizaram o membro ipsilateral ou contralateral em relação ao membro superior direito. O momento de contato com o objeto e os eventos da marcha (contato e retirada do pé do solo) foram definidos por meio de inspeção visual (MORAES; ALLARD; PATLA, 2007).

2.4.1.2. Parâmetros espaço-temporais

O comprimento do passo foi calculado pela diferença absoluta entre as coordenadas (marcadores do calcâneo do pé direito e esquerdo) do eixo y (anteroposterior) nos subseqüentes contatos do calcanhar no solo. A duração do passo foi computada pela diferença do instante entre cada contato do calcanhar no solo dividido pela frequência de amostragem. A divisão do comprimento do passo pela duração do passo resultou na velocidade do passo.

Para verificar a posição do pé em relação ao objeto no momento de contato com o objeto, foi computada a distância entre o pé no contato do calcanhar do solo (marcador do calcâneo) e o centro do objeto. Esta medida foi calculada para ambas as direções, anteroposterior (eixo y, AP) e mediolateral (eixo x, ML). Para definir o centro e a posição do objeto no espaço, foram utilizados os três marcadores posicionados no topo do objeto. Desta forma, foi calculada a distância euclidiana para cada par de marcadores antes do contato com o objeto (sem movimento). A maior distância foi utilizada para definir os dois marcadores necessários para determinar a posição central do objeto, pois esta distância corresponde ao diâmetro do cilindro (objeto). Assim, a metade da distância entre estes dois marcadores foi calculada pela diferença entre as coordenadas (eixo y – AP, eixo x - ML) para obter o centro do objeto. Como esta posição central corresponde à distância média entre dois marcadores (posição relativa), o vetor do marcador mais próximo (entre os dois marcadores selecionados do topo do objeto) foi adicionado para reposicionar o centro do cilindro em relação à origem do sistema de referência para obter a posição do objeto no espaço.

2.4.1.3. Centro de Massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica (MED)

O software Nexus 1.8 (Vicon) foi utilizado para computar as coordenadas tridimensionais do COM de acordo com o posicionamento de 39 marcadores, o qual definiu um modelo com 15 segmentos. Este cálculo utilizou os parâmetros antropométricos do modelo do Winter (2005). A velocidade do COM foi calculada como a primeira derivada da posição do COM (procedimento da diferença central) nas direções AP e ML. O centro de massa extrapolado (XcoM) foi calculado de acordo com o trabalho de Hof, Gazendam e Sinke (2005), como segue:

$$X_{coM} = COM + \frac{C\acute{O}M}{\omega_0}$$

onde COM representa a posição atual do centro de massa, $C\acute{O}M$ é a velocidade do centro de massa, e $\omega_0 = \sqrt{g/l}$ (g é a aceleração causada pela gravidade e l é a altura do COM). Baseado na posição do XcoM, a MED foi calculada de acordo com o trabalho de Moraes, Allard e Patla (2007), como segue:

$$MED = \text{Extremidades do pé} - X_{coM}$$

onde os marcadores do quinto metatarso e do calcanhar foram utilizados para definir as extremidades do pé nas direções AP e ML, respectivamente. Assim, foi assumido que as extremidades do pé representam o limite de deslocamento do centro de pressão durante a marcha. Um valor positivo para MED indica que o XcoM está localizado antes das extremidades do pé, sendo um sistema dinamicamente estável e vice-versa para valores negativos.

2.4.1.4. Análise do movimento de preensão

O início da fase de alcance foi definido a partir da posição no espaço do marcador posicionado no punho direito. A trajetória resultante do punho (calculada como a distância Euclidiana) foi computada para cada tentativa, e a velocidade foi calculada como a primeira derivada da trajetória resultante (procedimento da diferença central – 3 pontos). Para a condição controle (marcha livre), a média e o desvio-padrão da velocidade do punho das três

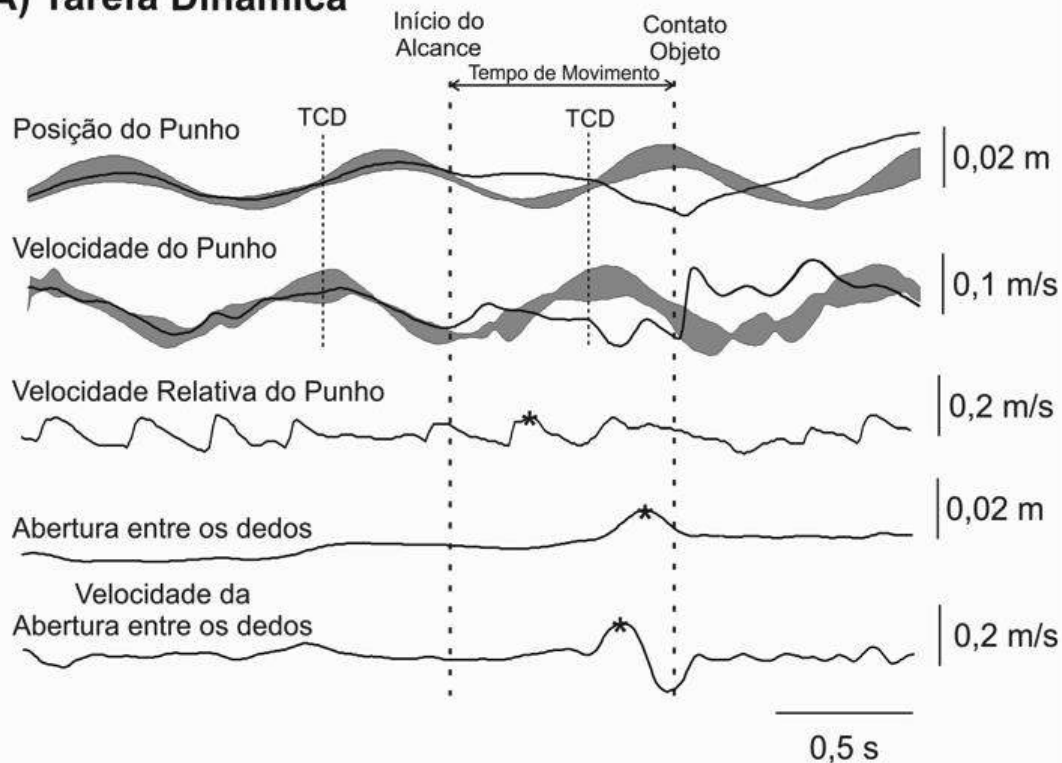
tentativas foram calculados (área sombreada na (Figura 3A) e os dados foram alinhados a partir do primeiro contato do calcanhar no solo após o início da marcha. O início do movimento de alcançar foi definido como o primeiro desvio da trajetória de velocidade em cada tentativa da tarefa dinâmica do intervalo de variabilidade definido pela média \pm dois desvios padrão da condição controle (marcha livre) (Figura 3A). É importante mencionar que o perfil de velocidade das tentativas da marcha combinada com o movimento de preensão apresentou o mesmo padrão que as tentativas da condição controle (marcha livre). Desta forma, o início da fase de alcance foi identificado quando o perfil de velocidade claramente desviou da marcha livre, como ilustrado na Figura 3A. Este método foi realizado de acordo com os estudos que identificaram o desvio da trajetória do pé na ultrapassagem de obstáculos (MORAES; ALLARD; PATLA, 2007; PATLA; BEUTER; PRENTICE, 1991; REYNOLDS; DAY, 2005; WEERDESTEYN et al., 2004). Nestes estudos, a marcha livre foi utilizada como referência para identificar o momento que a trajetória do pé desviou.

Para a tarefa estática, o início da fase de alcance foi obtido a partir do perfil de velocidade como o primeiro valor de velocidade que excedeu um limiar de 5% do pico de velocidade do punho (BASSOLINO et al., 2012; SCHOT; BRENNER; SMEETS, 2010) (Figura 3B). Desta forma, os métodos para identificar o início da fase de alcançar foram diferentes entre a tarefa dinâmica e estática. O método para determinar o início do movimento do punho utilizado na tarefa dinâmica também foi calculado para a tarefa estática, entretanto, a média e o desvio padrão da velocidade do punho foram calculados em um período de 500 ms durante a manutenção da postura ereta. ANOVA *one-way* (2 métodos [média \pm 2DP e 5%]) com medidas repetidas foi realizada para comparar ambos os métodos na tarefa estática. Entretanto, ANOVA não revelou diferença entre os dois métodos ($F_{1,14}=0,30$; $p=0,60$). Como o método de 5% do pico de velocidade do punho é amplamente utilizado nos estudos de alcançar e pegar (BASSOLINO et al., 2012; SCHOT; BRENNER; SMEETS, 2010) e com base nestes achados, o método de 5% foi utilizado para definir o início da fase de alcançar na tarefa estática.

As variáveis relacionadas ao movimento de alcançar e pegar foram calculadas no intervalo entre o início do alcance e o contato com o objeto. O contato com o objeto foi definido no primeiro instante em que os dedos tocaram o objeto. Esse contato foi determinado por meio de inspeção visual (imagens da câmera de vídeo). As variáveis analisadas do movimento de alcançar (Figura 3) foram: tempo de movimento (diferença temporal entre o início do movimento de alcançar e o contato com o objeto), pico de velocidade do punho (valor máximo obtido na velocidade resultante do punho) e instante do pico de velocidade do punho (tempo de ocorrência do pico de velocidade do punho ajustado ao tempo de movimento, %). O pico de velocidade do punho foi calculado a partir da posição do punho direito em relação a crista ilíaca direita (relativo a posição do corpo no espaço, como calculado por Carnahan et al., (1996)). As variáveis de pegar analisadas foram (Figura 3): pico de abertura entre os dedos (distância máxima entre os marcadores no polegar e dedo indicador), instante do pico de abertura entre os dedos (instante de ocorrência do pico de abertura entre os dedos ajustado ao tempo de movimento, %), pico de velocidade de abertura entre os dedos (valor máximo obtido na curva de velocidade resultante da distância entre os dedos, determinada pela primeira derivada da distância entre os dedos) e o instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos (instante de ocorrência do pico de velocidade da abertura entre os dedos ajustado ao tempo de movimento, %).

Para identificar a relação entre o início da fase de alcançar e os eventos da marcha (toque do calcanhar no solo), foi calculada a diferença temporal entre o último contato do calcanhar no solo e o início da fase de alcançar. Valores negativos indicam que os participantes tocaram o solo antes do início da fase de alcançar e vice-versa para os valores positivos.

A) Tarefa Dinâmica



B) Tarefa Estática

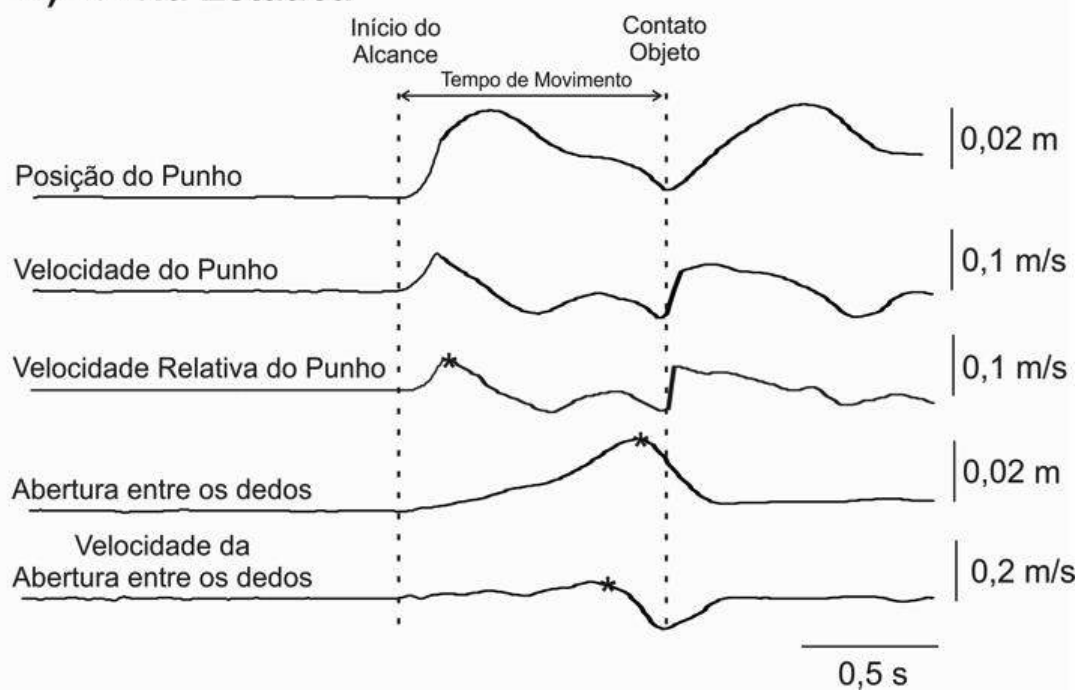


Figura 3: Séries temporais da posição, velocidade e velocidade relativa do punho, abertura entre os dedos e velocidade da abertura entre os dedos para a condição base estável para as tarefas (A) dinâmica e (B) estática. A área sombreada em (A) corresponde à média ± 2 DP das tentativas da marcha livre. As linhas tracejadas verticais indicam o início da fase de alcançar e contato com o objeto. As linhas pontilhadas indicam o toque do calcanhar direito no solo (TCD). Asteriscos

correspondem ao pico de velocidade relativa do punho, pico de abertura entre os dedos e pico de velocidade da abertura entre os dedos.

2.4.2. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 2

As variáveis espaço-temporais, margem de estabilidade dinâmica (AP e ML) e variáveis relacionadas ao movimento de alcançar e pegar foram as mesmas calculadas no Estudo 1. Além destas variáveis, foi calculada a largura do passo (diferença absoluta entre os marcadores do calcanhar direito e esquerdo para cada toque do calcanhar no solo na direção ML). Ainda, foi identificada a velocidade mínima do COM na direção AP durante a fase de aproximação até o contato com o objeto em todas as condições. Posteriormente, foi computada a porcentagem de redução da velocidade do COM AP como a diferença entre a velocidade mínima na condição controle (marcha livre) e na marcha combinada com o movimento de preensão (ver Figura 11A para uma ilustração dessa variável). Além disso, a diferença temporal entre o instante do contato com o objeto e a mínima velocidade do COM AP foi calculada (Figura 11A).

2.4.3. Variáveis dependentes relacionadas ao Estudo 3

O software Nexus (VICON) foi utilizado para calcular os ângulos relativos das articulações do ombro (braço e tórax) e quadril (pelve e coxa) direito e esquerdo. Os ângulos das articulações foram calculados de acordo com um sistema local de coordenadas (x – AP [flexão/extensão]; y – ML [adução/abdução]; z – vertical [rotação interna e externa]). Para este estudo, apenas os movimentos de flexão/extensão e de adução/abdução foram utilizados para avaliar a coordenação entre as articulações. Os ângulos das articulações foram normalizados na posição neutra e temporalmente de 0 a 100% (ciclo da marcha).

Para a análise de coordenação, as séries temporais angulares das articulações do ombro e quadril direito e esquerdo foram utilizadas. Assim, para análise do movimento relativo entre as articulações, gráficos conhecidos como

“diagrama de movimento relativo” foram construídos (HAMILL; HADDAD; MCDERMOTT, 2000). Este diagrama aponta mudanças nas rotações angulares das articulações do corpo, que indica alteração na coordenação entre membros. Desta forma, a técnica de “*vector coding*” (SPARROW et al., 1987) foi utilizada neste estudo para quantificar o padrão de movimento relativo entre as articulações (ombro e quadril) em função do tempo. Assim, por meio desta técnica, o ângulo de acoplamento (γ) entre as articulações foi calculado para quantificar o padrão de coordenação entre as mesmas (Figura 4A,B). Este ângulo foi obtido a partir de dois pontos adjacentes consecutivos em função do tempo (técnica de *vector coding*) (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008; HAMILL; HADDAD; MCDERMOTT, 2000; HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 2002; SPARROW et al., 1987). O ângulo de acoplamento (γ) é direcional e obtido a partir de uma distribuição polar ($0^\circ - 360^\circ$). Desta forma, a média do ângulo de acoplamento entre as tentativas das condições experimentais foi realizada com o uso da estatística circular (BATSCHELET, 1981) para cada passada (N-1 e N).

A avaliação da coordenação entre membros ao longo do ciclo da passada e nas condições experimentais foi realizada de acordo com o trabalho de Chang, van Emmerik e Hamill (2008). Neste trabalho, os autores dividiram a distribuição polar a cada 45° , assim, o ângulo de acoplamento foi classificado em um dos quatro padrões de coordenação (Figura 4C). Os padrões de coordenação identificados foram: (1) fora de fase, (2) em fase, (3) fase de ombro direito, (4) fase de ombro esquerdo/quadril direito/quadril esquerdo (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008). Quando o ângulo de fase foi classificado em fase (45° e 225°), ombro direito e esquerdo, ombro e quadril direito, ombro direito e quadril esquerdo se movimentam na mesma direção (ex., movimento de flexão em ambas as articulações). Por outro lado, quando a coordenação foi classificada em fora de fase (135° e 315°) ombro direito e esquerdo, ombro e quadril direito, ombro direito e quadril esquerdo se movimentam em direção oposta (ex., ombro direito abduz e ombro esquerdo aduz). Os valores de 0° , 90° , 180° e 270° indicam movimento de uma articulação. Desta forma, quando o

ombro direito está fixo e o ombro esquerdo, quadril direito ou esquerdo estão em movimento, o ângulo de fase é 0° ou 180° , enquanto 90° e 270° indica o oposto (HAMILL; HADDAD; MCDERMOTT, 2000). A frequência de ocorrência (%) de cada padrão de coordenação (em fase, fora de fase, fase de ombro e quadril direito e esquerdo) foi calculada para os movimentos de flexão/extensão e adução/abdução para cada passada (N-1, N) em todas as condições experimentais.

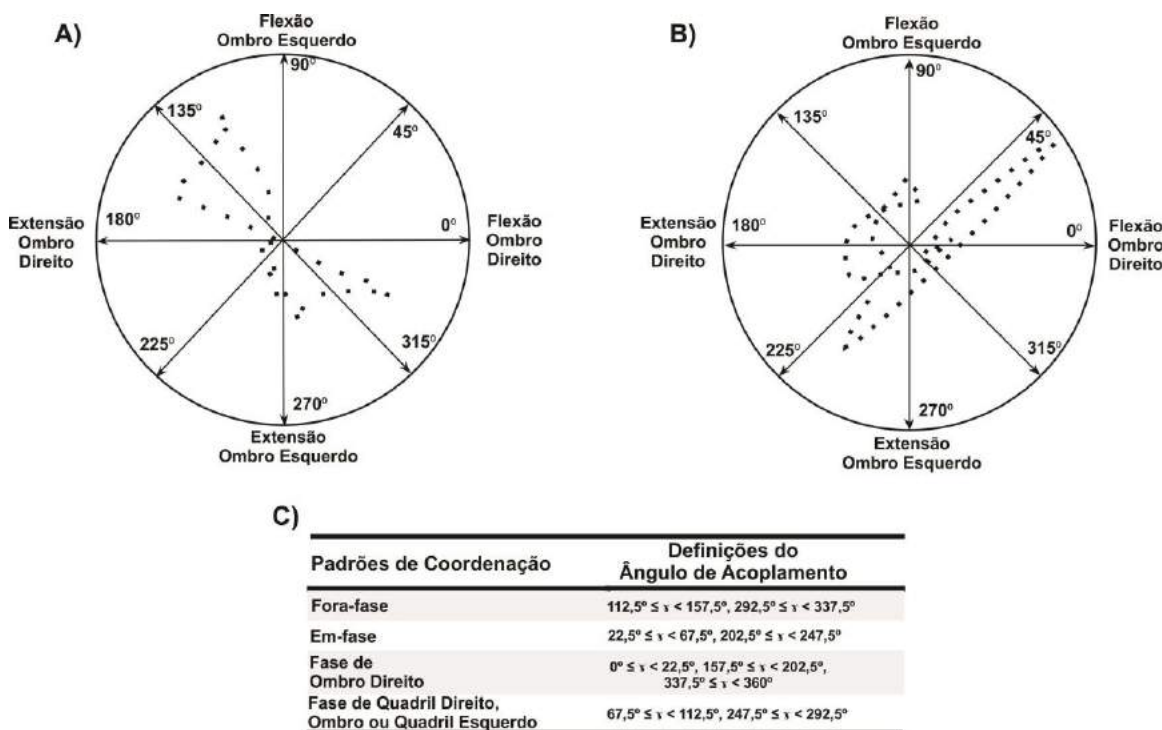


Figura 4: Exemplo de um gráfico polar para ilustrar o ângulo de acoplamento entre ombro direito e esquerdo no eixo x (flexão/extensão) em uma passada (N). Os dados são de uma tentativa da marcha livre de um participante do grupo de adultos jovens na (A) marcha livre e na condição de (B) preensão. (C) Esquema usado para classificar os padrões de coordenação entre membros (em fase, fora de fase, fase de ombro direito e esquerdo) (Adaptado de Chang et al., 2008).

Ainda, também foi analisado em qual fase da marcha (suporte simples ou duplo) os idosos (com e sem histórico de quedas) utilizaram para pegar o objeto. Para o suporte simples, também foi analisado se os participantes utilizaram o membro inferior ipsilateral ou contralateral em relação ao membro superior que realizou o movimento de alcançar e pegar. Esta análise qualitativa foi a mesma realizada no Estudo 1 para o grupo de adultos jovens.

2.5. Análise estatística

Esta seção apresenta as análises estatísticas realizadas nos Estudos 1, 2 e 3. Para os três estudos, quando MANOVAs e ANOVAs revelaram efeito principal e interação, apenas o efeito de interação foi descrito. Entretanto, o efeito principal de grupo foi descrito para todas as análises. Quando a esfericidade dos dados não foi confirmada, foi utilizado o ajuste de Geisser Greenhouse. Testes *post-hoc* com ajuste de Bonferroni foram realizados para os efeitos principais e interações. O nível de significância adotado em todas as análises foi $p \leq 0,05$.

2.5.1. Caracterização da amostra

ANOVA *one-way* foi realizada para comparar idade, características antropométricas (altura e massa corporal) e clínicas (pontuação das avaliações do Mini-Mental, MiniBESTest e Baecke) entre os grupos (ID, IDQ).

2.5.2. Estudo 1

O teste qui-quadrado foi realizado para comparar a fase da marcha (suporte duplo ou simples [ipsilateral ou contralateral]) que os participantes utilizaram para pegar o objeto nas condições experimentais (BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC). As três categorias analisadas foram: suporte simples/ipsilateral, suporte simples/contralateral e duplo suporte. A categoria suporte simples/contralateral não foi incluída na análise estatística, em função do baixo número de ocorrências.

O valor médio das três tentativas de cada condição foi utilizado na análise estatística. Desta forma, seis MANOVAs foram realizadas. MANOVAs *two-way* (condições [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC, MAL] x passo [N-2, N-1, N]) com medidas repetidas para ambos os fatores foram realizadas para os seguintes conjuntos de variáveis dependentes: (1) comprimento, duração e velocidade do passo; (2) velocidade do COM nas direções AP e ML; (3) margem de estabilidade dinâmica nas direções AP e ML. MANOVA *one-way* (condições [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC]) com medidas repetidas foram realizadas para a

distância pé-obstáculo nas direções AP e ML. Para a diferença temporal entre o contato do calcanhar e o início da fase de alcance, ANOVA *one-way* (condições [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC]) com medidas repetidas foi utilizada. Para as variáveis da fase de alcançar e pegar, duas MANOVAs *two-way* (condições [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC] x tarefa [dinâmica, estática]) com medidas repetidas para ambos os fatores foram realizadas para os seguintes conjuntos de variáveis dependentes: (1) tempo de movimento, pico de velocidade do punho e instante do pico de velocidade do punho; (2) pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos. As MANOVAs foram realizadas seguidas pelas análises univariadas.

2.5.3. Estudo 2

Para as outras variáveis, cinco MANOVAs e três ANOVAs foram realizadas. MANOVAs *three-way* (grupo [ID, IDQ] x condição [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC, MAL] x passo [N-2, N-1, N]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores foram realizadas para os seguintes conjuntos de variáveis dependentes: 1) comprimento e largura do passo; 2) duração e velocidade do passo; and 3) margem de estabilidade dinâmica nas direções AP e ML. ANOVAs *two-way* (grupo [ID, IDQ] x condição [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC, MAL]) com medida repetida no último fator foram realizadas para as seguintes variáveis: 1) diferença temporal entre o contato do calcanhar no solo e início da fase de alcance; 2) diferença temporal entre o contato com o objeto e a velocidade mínima AP; 3) redução da velocidade do COM AP. Para as variáveis dos movimentos de alcançar e pegar, duas MANOVAs *three-way* (grupo [ID, IDQ] x condição [BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC] x tarefa [dinâmica e estática]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores foram realizadas para os seguintes conjuntos de variáveis dependentes: (1) tempo de movimento, pico de velocidade do punho e instante do pico de velocidade do punho; (2) pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos. As

MANOVAs foram realizadas seguidas pelas análises univariadas.

2.5.4. Estudo 3

ANOVAs foram realizadas para comparar o padrão de coordenação para cada ângulo de fase nas duas direções de movimento (flexão/extensão e adução/abdução) nas condições de marcha combinada com o movimento de preensão (BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC). Entretanto, estas ANOVAs não revelaram diferença entre estas condições experimentais ($p \geq 0,05$). Desta forma, foi realizada uma média entre estas condições de preensão, sendo transformadas em uma condição de preensão para os cálculos estatísticos. ANOVAs *three-way* (grupo [AJ, ID, IDQ] x condição [preensão, marcha livre] x passada [N-1, N]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores para a frequência de ocorrência (%) de cada padrão de coordenação (em fase, fora de fase, fase de ombro e quadril direito e esquerdo) para cada direção de movimento (flexão/extensão e adução/abdução).

O teste de qui-quadrado foi realizado para comparar a fase da marcha (suporte duplo ou simples [ipsilateral ou contralateral]) que os idosos (ID, IDQ) utilizaram para pegar o objeto nas diferentes condições de preensão (BAE, BEL, BEC, BAI, BIL, BIC).

3. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Este capítulo apresenta as características antropométricas e clínicas dos adultos jovens, idosos caidores e não caidores, como objetivo de caracterizar a amostra investigada nos Estudos 1, 2 e 3. A Tabela 1 apresenta as características antropométricas e clínicas de todos os participantes. ANOVA revelou apenas diferença entre caidores e não-caidores para o MiniBESTest ($F_{1,28}=112,7$, $p\leq 0,001$). O grupo IDQ apresentou menor pontuação do que o grupo ID, o que indica um pior controle do equilíbrio. Entretanto, ambos os grupos foram similares em relação à idade ($F_{1,28}=0,75$; $p=0,393$), estatura ($F_{1,28}=0,04$; $p=0,827$), massa corporal ($F_{1,28}=2,12$; $p=0,156$), MiniMental ($F_{1,28}=1,42$; $p=0,243$) e nível de atividade física ($F_{1,28}=0,08$; $p=0,928$). De forma geral, a pontuação dos adultos jovens e idosos no Questionário de Baecke, indica que todos os participantes inclusos na amostra são fisicamente ativos (GOMES et al., 2009; MIYASIKE-DA-SILVA, 2003). Além disso, ambos os grupos de idosos apresentaram funções cognitivas preservadas de acordo com a pontuação da escolaridade (BRUCKI et al., 2003). Ainda, o grupo IDQ apresentou, em média, 2 quedas nos 12 meses anteriores a coleta de dados.

Tabela 1: Média e desvio padrão (entre parênteses) da idade, características clínicas e antropométricas dos grupos adultos jovens (AJ), idosos não-caidores (ID) e idosos caidores (IDQ).

Características	AJ (N=15)	ID (N=15)	IDQ (N=15)	p
Idade (anos)	23,9 (2,6)	71,8 (5,8)	70,1 (5,1)	0,393
Estatura (m)	1,70 (0,1)	1,54 (0,5)	1,55 (0,4)	0,827
Massa Corporal (kg)	69,7 (15,0)	59,9 (2,9)	65,7 (2,8)	0,156
Baecke (pontos)	8,4 (2,1)	4,2 (2,2)	4,1 (2,5)	0,928
MiniMental (pontos)	—	28,0 (1,3)	27,0 (3,2)	0,243
MiniBESTest (pontos)	—	27,3 (1,6)	19,0 (2,6)	*0,001
Número de Quedas	—	—	2,1 (1,1)	—

* Diferença entre idosos caidores e não caidores ($p\leq 0,05$).

4. ESTUDO 1: RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Resultados

Na tarefa dinâmica, 10 participantes cometeram erros na tarefa de preensão. Estes erros ocorreram apenas para as condições de base instável (BAI, BIL, BIC). O número de erros (4,8% das tentativas) foram: derrubar o suporte (3), derrubar o obstáculo (6), derrubar o objeto (1) e parar para pegar o objeto (3). Para a tarefa estática, apenas dois participantes cometeram erros (0,7% das tentativas) na condição BIC: derrubar o obstáculo (1) e o suporte (1).

4.1.1. Variáveis da marcha

4.1.1.1. Análise qualitativa

Os participantes preferiram pegar o objeto usando o membro inferior ipsilateral como suporte, seguido pelo duplo suporte (Tabela 2). O teste do qui-quadrado não mostrou diferença para o tipo de suporte da marcha utilizado para pegar o objeto em função do índice de dificuldade da tarefa manual ($\chi^2 = 2,19$; $p=0,821$).

Tabela 2: Frequência (%) de ocorrência de cada tipo de suporte da marcha em cada condição experimental.

Condições	Tipo de Suporte		
	Suporte Simples Ipsilateral (%)	Suporte Simples Contralateral (%)	Duplo Suporte (%)
Base Estável	77,8	2,2	20,0
Base Estável – obstáculos distância longa	73,3	0,0	26,7
Base Estável – obstáculos distância curta	73,3	0,0	26,7
Base Instável	71,1	0,0	28,9
Base Instável – obstáculos distância longa	71,1	2,2	26,7
Base Instável – obstáculos distância curta	80,0	2,2	17,8

4.1.1.2. Parâmetros espaço-temporais

A MANOVA com as variáveis comprimento, duração e velocidade do passo apontou um efeito de interação entre condição e passo (Tabela 3). As análises univariadas revelaram efeito de interação para as três variáveis (Tabela 3). Para comprimento e velocidade do passo, os testes *post hoc* mostraram que não houve diferença entre as condições para o passo N-2. Para os passos N-1 e N, o comprimento e a velocidade do passo reduziram apenas para as condições manuais com obstáculos ($p \leq 0,0001$). Além disso, não foi encontrada diferença entre marcha livre e condições manuais sem obstáculos para os passos N-1 e N para ambas as variáveis (Figura 5A). Entretanto, os testes *post hoc* mostraram que a duração do passo foi maior para as condições com obstáculos quando comparadas com a marcha livre para o passo N ($p \leq 0,0001$). Os parâmetros espaço-temporais foram modificados para realização da tarefa de pegar o objeto com o aumento do índice de dificuldade da tarefa (obstáculos próximos ao objeto).

A variável distância pé-objeto foi utilizada para estimar a posição do corpo em relação ao objeto no momento do contato do calcanhar no solo no passo N. A MANOVA com as variáveis distância pé-objeto, AP e ML, revelou efeito principal de condição (Tabela 3). As análises univariadas mostraram efeito principal de condição para ambas direções (Tabela 3). As análises de *post hoc* revelaram que para a condição de base estável, os participantes posicionaram o pé mais distante do objeto na direção AP para ambas condições com obstáculos do que para as condições sem obstáculos (Figura 5B). Para a base instável, os participantes posicionaram o pé mais distante do objeto para a distância curta dos obstáculos em comparação com a condição de distância longa dos obstáculos e sem obstáculos. Na direção ML, nas bases instável e estável, os participantes posicionaram o pé mais próximo do objeto nas condições com obstáculos (base estável na distância curta, base instável nas distâncias curta e longa) do que nas condições sem obstáculos (base estável e instável) ($p \leq 0,05$). Estes resultados sugerem que os participantes adotaram um posicionamento corporal para facilitar o movimento do braço em direção ao objeto, cercado pelos

obstáculos. Estas mudanças permitem um movimento do braço mais frontal em direção ao objeto nas condições com obstáculos em comparação com as condições sem obstáculos para reduzir o risco de contato com os obstáculos.

Tabela 3: Valores do F e p referentes aos efeitos principal (condição, passo) e interação (condição*passo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis espaço-temporais (comprimento, duração e velocidade do passo) e distância pé-objeto nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML).

Variáveis	Condição	Passo	Condição*Passo
MANOVA	Wilk's Lambda=0,340; F _{18,232,416} =5,98; p≤0,0001	Wilk's Lambda=0,315; F _{6,52} =6,78; p≤0,0001	Wilk's Lambda=0,377; F _{36,491,193} =5,34; p≤0,0001
<i>Análise Univariada</i>			
Comprimento do Passo	F _{1.522,21.308} =7,98; p=0,005	F _{2,28} =5,23; p=0,012	F _{4.167,58.341} =7,42; p≤0,0001
Duração do Passo	F _{2.037,28.524} =4,29; p=0,023	F _{1.097,15.361} =13,37; p=0,002	F _{3.207,44.902} =7,77; p≤0,0001
Velocidade do Passo	F _{1.673,23.428} =20,58; p≤0,0001	F _{2,28} =16,86; p≤0,0001	F _{5.737,80.317} =11,66; p≤0,0001
MANOVA	Wilk's Lambda=0,38; F _{10,138} =8,37; p≤0,0001	-----	-----
<i>Análise Univariada</i>			
Distância pé-objeto (AP)	F _{2.576,36.061} =11,60; p≤0,0001	-----	-----
Distância pé-objeto (ML)	F _{1.999,27.993} =8,81; p=0,001	-----	-----

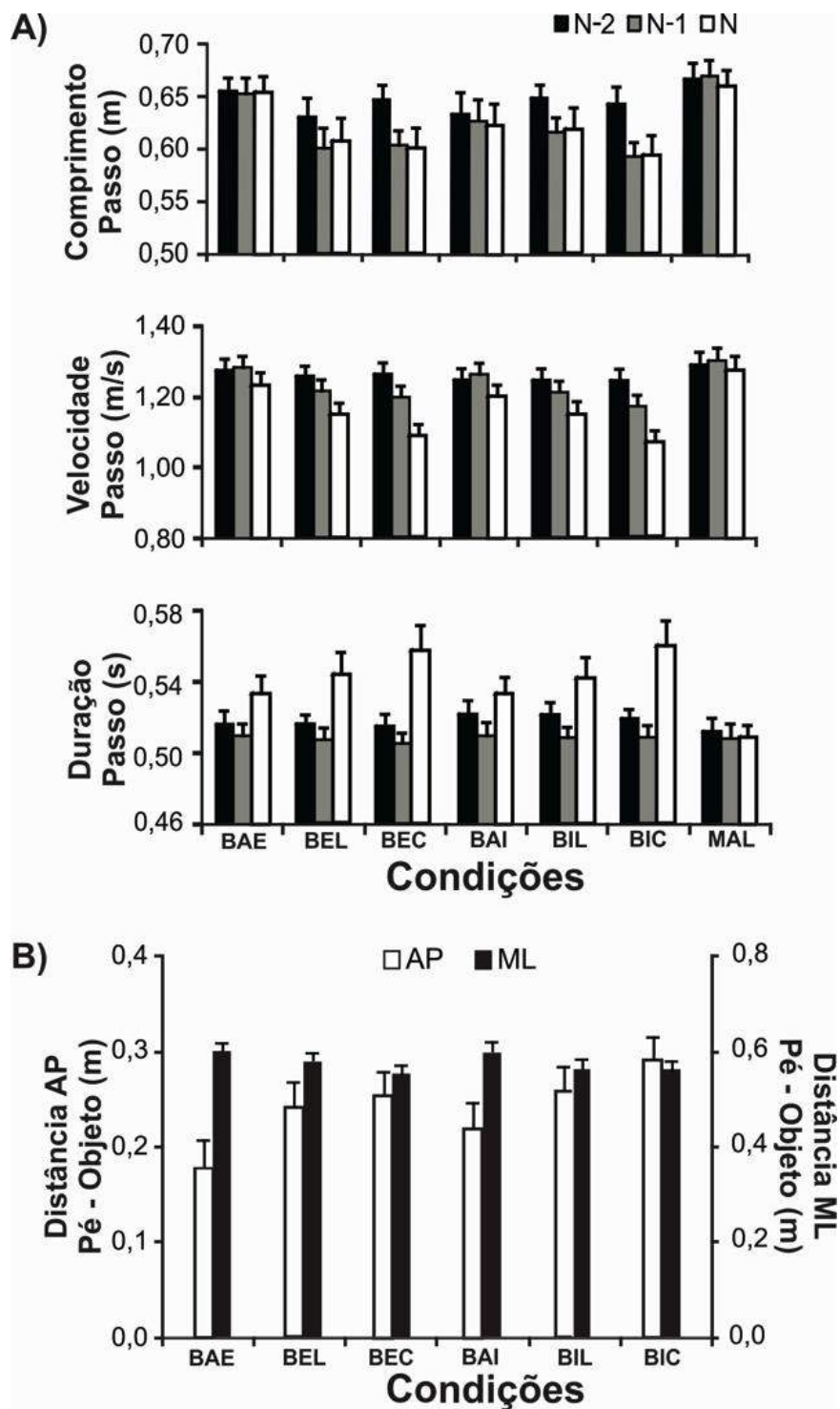


Figura 5: (A) Média e erro padrão para comprimento, velocidade e duração do passo em todas as condições experimentais. (B) Média e erro padrão para a distância entre o pé e o objeto nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) nas diferentes condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta; MAL, marcha livre).

4.1.1.3. Variáveis relacionadas ao centro de massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica

A MANOVA para a velocidade do COM revelou efeito principal e interação. As análises univariadas revelaram efeito de interação apenas para a variável velocidade do COM na direção AP (Tabela 4), mas os testes *post hoc* falharam em identificar qualquer diferença (Figura 6A). As análises univariadas mostraram efeito principal apenas na direção ML (Tabela 4). A velocidade do COM na direção ML foi maior para as condições com obstáculos (distâncias longa e curta) em comparação com as condições sem obstáculos ($p \leq 0,001$) (Figura 6B). Além disso, para a base estável, a velocidade do COM na direção ML foi maior para as condições com obstáculos do que para as condições sem obstáculos ($p \leq 0,05$). O índice de dificuldade da tarefa manual gerou um aumento na velocidade do COM na direção ML, mas não aumentou na direção AP.

Para a margem de estabilidade dinâmica (MED), a MANOVA revelou efeito principal e interação (Tabela 4). As análises univariadas revelaram efeito de interação apenas na direção AP (Tabela 4). A MED na direção AP foi maior nas condições com obstáculos (BEL, BEC, BIC) do que na marcha livre no passo N ($p \leq 0,001$) (Figura 6C). Além disso, na base instável, a MED na direção AP foi maior na condição BIC do que nas condições BIL e BAI no passo N ($p \leq 0,002$). Para a base estável, a MED na direção AP aumentou nas condições com obstáculos (distâncias longa e curta) comparada com as condições sem obstáculos no passo N ($p \leq 0,001$). Desta forma, os participantes aumentaram a MED na direção AP em comparação com a marcha livre e também quando o nível de dificuldade da tarefa manual aumentou. Entretanto, nenhuma mudança foi observada na direção ML.

Tabela 4: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (condição, passo) e interação (condição*passo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis velocidade do centro de massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica (MED) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML).

Variáveis	Condição	Passo	Condição*Passo
MANOVA	Wilk's Lambda=0,279; $F_{12,166}=12,35$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda=0,339; $F_{4,54}=9,68$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda=0,744; $F_{24,334}=2,21$; $p=0,001$
<i>Análise Univariada</i>			
COM AP velocidade	$F_{6,84}=1,52$; $p=0,183$	$F_{2,28}=5,05$; $p=0,014$	$F_{1.972,27.604}=3,75$; $p=0,037$
COM ML velocidade	$F_{3.8,53.2}=33,41$; $p \leq 0,0001$	$F_{2,28}=18,52$; $p \leq 0,0001$	$F_{4.418,61.851}=0,73$; $p=0,585$
MANOVA	Wilk's Lambda=0,500; $F_{12,166}=5,73$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda=0,491; $F_{4,54}=5,76$; $p=0,001$	Wilk's Lambda=0,644; $F_{24,334}=3,43$; $p \leq 0,0001$
<i>Análise Univariada</i>			
MED AP	$F_{2.151,30.12}=9,77$; $p \leq 0,0001$	$F_{2,28}=4,84$; $p=0,016$	$F_{12,168}=3,39$; $p \leq 0,0001$
MED ML	$F_{6,84}=2,17$; $p=0,053$	$F_{1.134,15.875}=3,55$; $p=0,074$	$F_{2.095,29.335}=2,22$; $p=0,124$

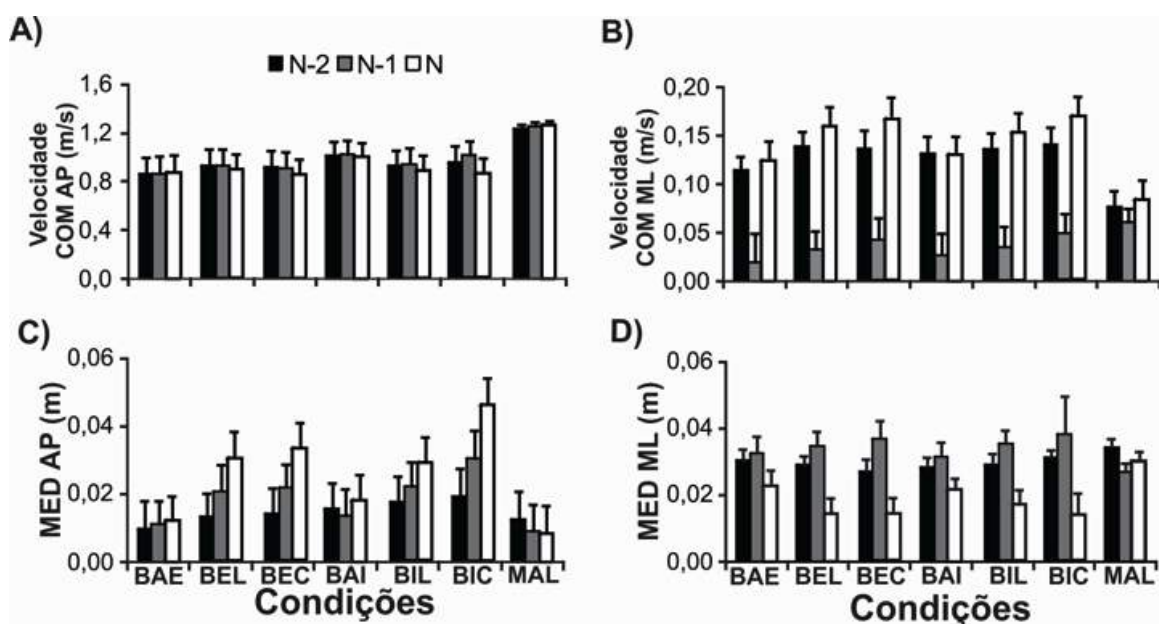


Figura 6: (A) Média e erro padrão para a velocidade do centro de massa (COM) na direção anteroposterior (AP); (B) velocidade do COM na direção médio-lateral (ML); (C) margem de estabilidade dinâmica (MED) na direção anteroposterior (AP); (D) MED na direção médio-lateral (ML). (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta; MAL, marcha livre).

4.1.1.4. Variáveis relacionadas a tarefa de preensão do objeto

4.1.1.4.1. Fase de Alcançar

A MANOVA revelou apenas efeitos principais (Tabela 5). As análises univariadas revelaram efeito principal de tarefa para todas as variáveis da fase de alcance (Tabela 5). As variáveis, tempo de movimento, pico de velocidade e instante do pico de velocidade do punho foram maiores na tarefa estática em comparação com a tarefa dinâmica ($p \leq 0,0001$, $p = 0,018$, e $p \leq 0,0001$, respectivamente) (Figura 7). Em relação às condições, as análises univariadas exibiram efeito principal apenas para o tempo de movimento e instante do pico de velocidade do punho (Tabela 5). Para ambas variáveis, os testes *post hoc* revelaram diferença apenas entre as condições BAI e BIC. O tempo de movimento foi maior na condição com obstáculos em comparação com a condição sem obstáculos (Figura 7A) e o instante do pico de velocidade foi maior para as condições com obstáculo (Figura 7C). Em resumo, a fase de alcance foi afetada pela marcha e pela condição manual mais difícil (base instável na distância curta).

A diferença temporal entre o contato do calcanhar direito no solo e o início da fase de alcance não foi afetada pelo nível de dificuldade manual ($F_{2.789,39.043} = 1,855$, $p = 0,157$). Este resultado mostrou que os participantes tocaram o solo com o calcanhar direito antes (-0,46 s) de iniciar o movimento de alcançar (Figura 8). Além disso, a velocidade do punho AP foi sempre positiva neste momento (média: 1,62 m/s), o que indica que a fase de alcançar começou quando o braço já estava em movimento para frente.

Tabela 5: Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição, tarefa) e interação (condição*tarefa) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de alcance (tempo de movimento, pico de velocidade do punho e instante do pico de velocidade do punho).

Variáveis	Condição	Tarefa	Condição*Tarefa
MANOVA	Wilk's Lambda=0,529, F _{15,188.119} =3,25, p≤0,0001	Wilk's Lambda=0,197, F _{3,12} =16,33, p≤0,0001	Wilk's Lambda=0.851, F _{15,188.119} =0,75, p=0,725
<i>Análise Univariada</i>			
Tempo de Movimento	F _{2,141,29.978} =4,36, p=0,020	F _{1,14} =30,64, p≤0,0001	F _{2,987,41.821} =1,07, p=0,399
Pico de Velocidade do Punho	F _{1,744,24.412} =1,50, p=0,241	F _{1,14} =7,13, p=0,018	F _{1,363,19.084} =0,13, p=0,802
Instante do Pico de Velocidade do Punho	F _{5,70} =6,61, p≤0,0001	F _{1,14} =45,78, p≤0,0001	F _{5,70} =1,16, p=0,335

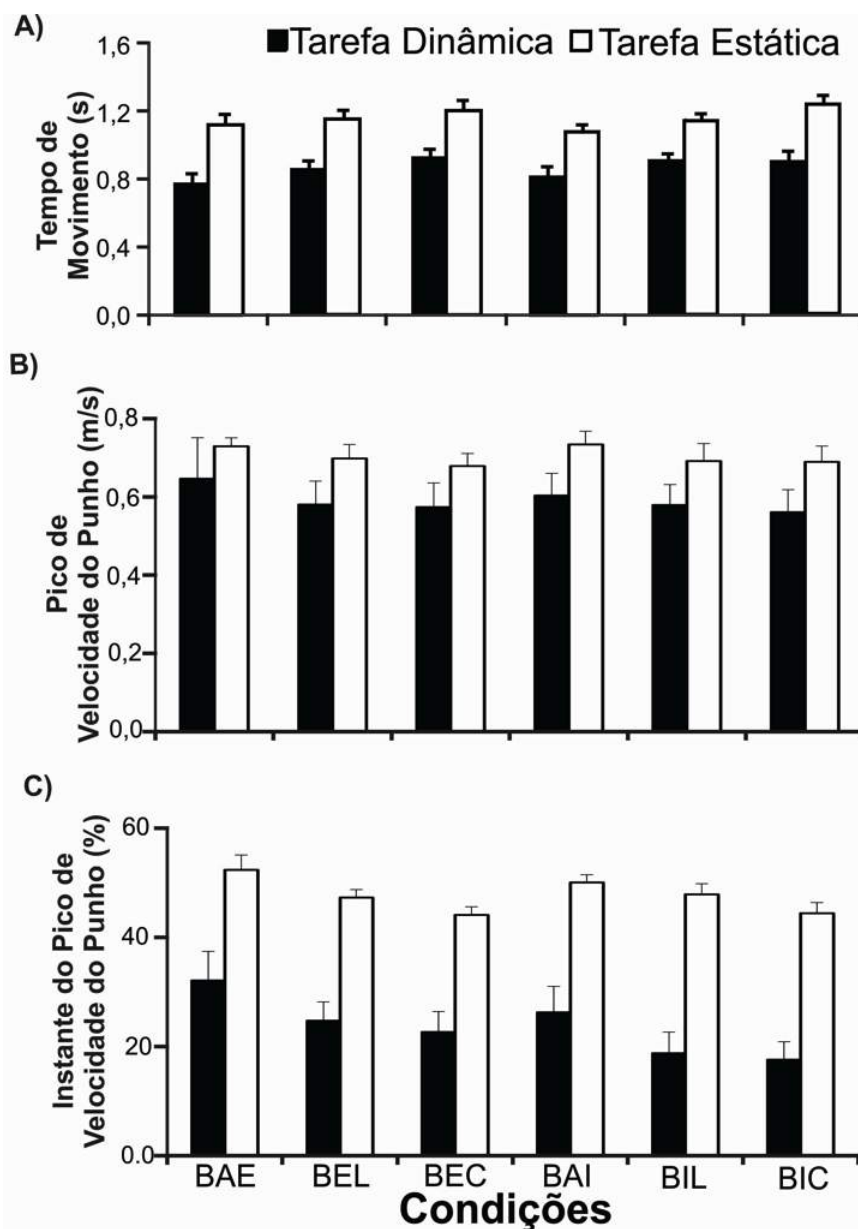


Figura 7: Média e erro padrão para o (A) tempo de movimento, (B) pico de velocidade relativa do punho, (C) instante do pico de velocidade do punho para todas as condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta).

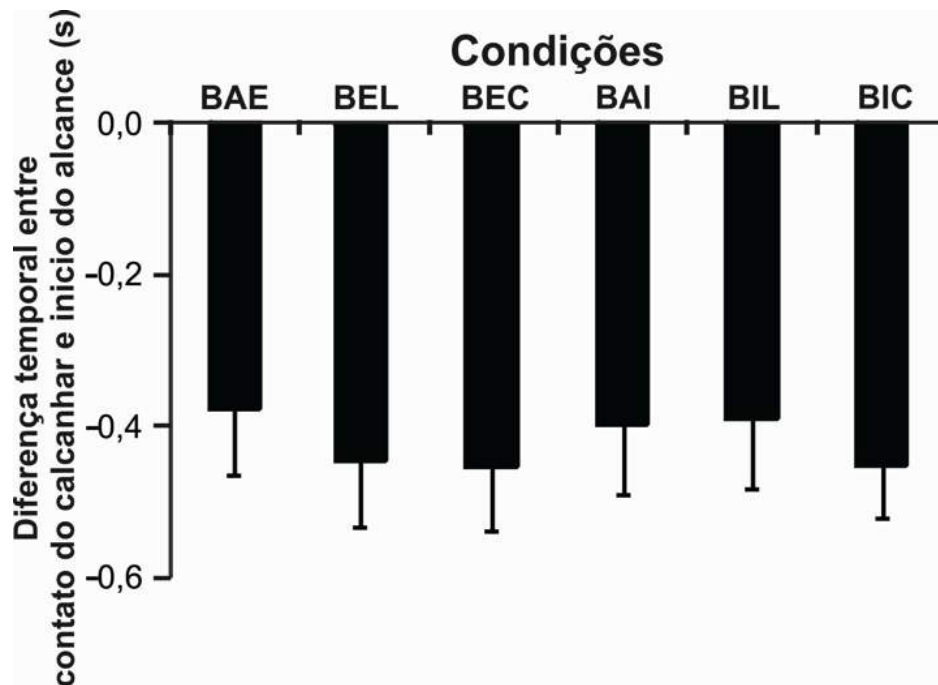


Figura 8: Média e erro padrão para a diferença temporal entre o contato do calcanhar e início do alcance nas condições experimentais. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta).

4.1.1.4.2. Fase de Pegar o Objeto

A MANOVA com as variáveis da fase de pegar o objeto revelou efeito principal e interação (Tabela 6). As análises univariadas identificaram efeito de interação apenas para o pico de velocidade e o instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos (Tabela 6). Para as outras variáveis (pico de abertura entre os dedos e instante do pico de abertura), foi apenas revelado efeito principal de condição (Tabela 6).

O pico de abertura entre os dedos diminuiu à medida que a distância entre obstáculos reduziu ($p \leq 0,0001$), independentemente do tipo de base (estável e instável) e tarefa (dinâmica e estática) (Figura 9A). O pico de abertura entre os dedos ocorreu mais cedo para as condições sem obstáculos do que para as condições com obstáculos ($p \leq 0,05$) (Figura 9B). Para a interação entre condição e tarefa, os testes *post hoc* mostraram que o pico de velocidade de abertura entre os dedos foi maior na tarefa estática do que na tarefa dinâmica para as condições sem obstáculos ($p \leq 0,002$), entretanto, não foi encontrada

diferença entre as tarefas nas condições com obstáculos (Figura 9C). O pico de velocidade de abertura entre os dedos ocorreu gradualmente mais tarde para a tarefa dinâmica com adição do obstáculo e com a redução da distância entre eles. Para a tarefa estática, o instante do pico de velocidade foi consistente entre as condições (Figure 9D). Em resumo, o pico de abertura entre os dedos não foi afetado pela tarefa dinâmica e apenas nas condições com obstáculos. Entretanto, o pico de velocidade e instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos foram afetados pela tarefa dinâmica.

Tabela 6: Valores de F e p referentes aos efeitos, principal (condição, tarefa) e interação (condição*tarefa) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de apreensão (pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos).

Variáveis	Condição	Tarefa	Condição*Tarefa
MANOVA	Wilk's Lambda=0,087, F _{20,206.581} =11,22, p≤0,0001	Wilk's Lambda=0.292, F _{4,10} =6,07, p=0,010	Wilk's Lambda=0,450, F _{20,206.581} =2,81, p≤0,0001
<i>Análise Univariada</i>			
Pico de abertura entre os dedos	F _{1.639,21.313} =95,41, p≤0,0001	F _{1,13} =1,03, p=0,328	F _{5,65} =0,81, p=0,550
Instante do pico de abertura entre os dedos	F _{2.622,34.089} =7,76, p=0,001	F _{1,13} =2,80, p=0,118	F _{5,65} =0,82, p=0,541
Pico de velocidade entre os dedos	F _{1.797,23.360} =3,06, p=0,071	F _{1,13} =15,71, p=0,002	F _{2.109,27.422} =3,44, p=0,044
Instante do pico de velocidade entre os dedos	F _{5,65} =21,28, p≤0,0001	F _{1,13} =5,95, p=0,030	F _{2.615,33.999} =7,23, p=0,001

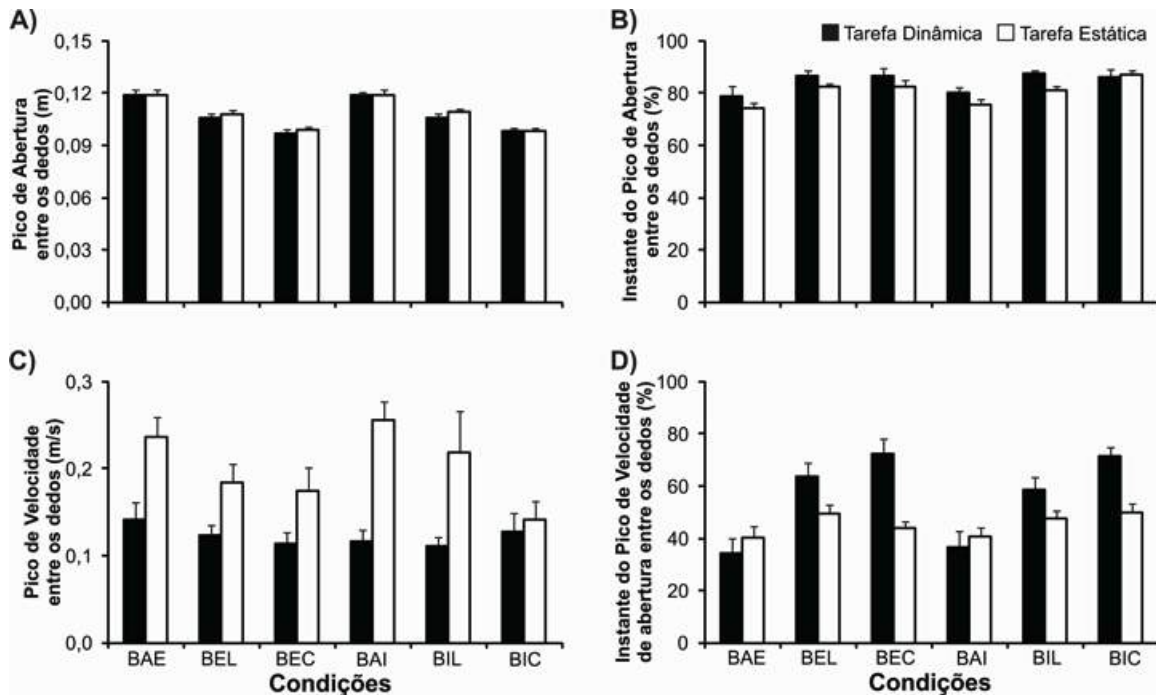


Figura 9: Média e erro padrão para o (A) pico de abertura entre os dedos, (B) instante do pico de abertura entre os dedos, (C) pico de velocidade entre os dedos, (D) instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos. (BAE, base estável; BEL, base estável distância longa; BEC, base estável distância curta; BAI, base instável; BIL, base instável distância longa; BIC, base instável distância curta).

4.2. Discussão

No presente estudo, o desempenho motor da marcha combinada com o movimento de preensão foi caracterizado e investigado com diferentes níveis de dificuldade manual. De forma geral, o nível de dificuldade da tarefa manual modificou os parâmetros espaço-temporais e a estabilidade da marcha durante a fase de aproximação e no passo correspondente ao momento de contato com o objeto. Além disso, o movimento de preensão também foi influenciado pela tarefa dinâmica, como também pelo índice de dificuldade manual. A discussão está organizada em tópicos de acordo com os principais achados.

4.2.1. O tipo de suporte mais utilizado pelos participantes foi o suporte simples ipsilateral na marcha combinada com o movimento de preensão

A análise do tipo de suporte usado pelos participantes no momento do contato com o objeto mostrou uma preferência pelo suporte simples ipsilateral. A instrução dada aos participantes foi não interromper a marcha para pegar o objeto, o que facilitou a manutenção da progressão à frente. Os diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual não afetaram a preferência de usar o membro inferior ipsilateral como suporte. Estes resultados estão de acordo com os achados de Cockell et al. (1995), que testaram tarefas manuais mais simples (sem obstáculos ao redor do objeto). Eles sugeriram uma hierarquia de controle, sendo que as modificações seriam feitas nos membros superiores para manter os membros inferiores estáveis. Embora uma mudança similar no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores foi encontrada na tarefa de preensão, alterações nos parâmetros espaço-temporais da marcha também foram evidenciadas, o que não suporta a proposição de uma hierarquia de controle.

Os achados deste estudo mostraram que a coordenação entre membros é modificada para acomodar o transporte da mão em direção ao objeto no mesmo instante que o membro inferior ipsilateral está em movimento para frente com a adição da tarefa manual o braço também se movimenta para frente. Carnahan et al. (1996) também observaram que na marcha combinada com o movimento de preensão, o movimento típico de oposição de 180° entre os membros superiores e inferiores da marcha convencional foi modificado. Este padrão de oposição entre os membros é importante para a estabilidade dinâmica e compensação do momento de força atuando no eixo vertical do corpo em função dos movimentos alternados dos membros inferiores (SHAPKOVA; TEREKHOV & LATASH, 2011). Carnahan et al. (1996) concluíram que o sistema nervoso central interrompe o acoplamento entre membros superiores e inferiores no tempo apropriado para explorar o momento linear do membro superior para frente. Este achado está de acordo com a diferença temporal entre o contato do calcanhar do solo e o início da fase de alcançar encontrada no presente estudo.

O transporte da mão em direção ao objeto começou 460 ms antes do contato do calcanhar direito no chão. No contato do calcanhar durante a marcha convencional, o membro superior ipsilateral é posicionado ao máximo para trás. Considerando que 460 ms é aproximadamente a duração de um passo, neste momento antes do contato do calcanhar, o membro contralateral já está em movimento para frente. Na verdade, a fase de alcançar iniciou quando o membro superior já estava se movendo para frente (velocidade AP do punho positiva), o que indica que o membro superior se beneficia do movimento natural para frente para transportar a mão em direção ao objeto.

4.2.2. Os parâmetros espaço-temporais da marcha foram influenciados pelo nível de dificuldade da tarefa manual

Este estudo mostrou mudanças nos parâmetros espaço-temporais para as condições de marcha combinada com o movimento de preensão, especialmente nas condições manuais mais difíceis. O comprimento e a velocidade do passo não foram diferentes entre a marcha livre e as condições manuais sem obstáculos. Em uma tarefa similar, Carnahan et al. (1996) verificou que o comprimento do passo não foi afetado pela adição da tarefa manual. Entretanto, a duração do passo aumentou para todas as condições manuais em comparação com a marcha livre, diferente dos achados de Carnahan et al. (1996). Embora a velocidade do COM na direção AP não tenha sido afetada pelas condições manuais, a velocidade ML do COM aumentou para todas as condições manuais comparadas com a marcha livre. Estes resultados sugerem que mesmo para as condições mais fáceis (sem obstáculos), algumas mudanças na marcha foram observadas.

Entretanto, as mudanças na marcha foram mais evidenciadas para as condições com obstáculos. Estas mudanças no padrão locomotor foram dimensionadas em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. A adição dos obstáculos ao redor do objeto tornou a tarefa manual mais desafiadora e a modificação na marcha foi ainda mais evidenciada em

comparação com as condições sem obstáculos. A base de suporte (estável ou instável) do objeto não influenciou as variáveis da marcha, pois este fator não foi uma restrição na configuração de braço-mão para pegar o objeto. Assim, nas condições sem obstáculos, os participantes não alocaram muita atenção para a tarefa de pegar o objeto, pois esta tarefa foi mais fácil do que as condições com obstáculos.

Além disso, é importante ressaltar que a tarefa manual desenvolvida no presente estudo foi capaz de reproduzir no laboratório os diferentes níveis de dificuldade manual, o que afetou a marcha de uma forma diferente. Marteniuk e Bertram (2001) sugeriram que o aumento de dificuldade da tarefa manual poderia influenciar o padrão locomotor, entretanto, esta conclusão foi baseada em diferentes estudos. Desta forma, este é o primeiro estudo que compara o desempenho motor na marcha combinada com o movimento de preensão, em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. Estes resultados estão de acordo com a ideia de que o aumento do nível de dificuldade da tarefa manual provoca alterações necessárias no padrão locomotor, embora mudanças na marcha também foram encontradas nas tarefas mais simples. Estes resultados contradizem o modelo proposto por Marteniuk e Bertram (2001), pois estes autores sugeriram que mudanças na marcha apenas aconteceriam nas condições manuais mais difíceis. Para as tarefas menos desafiadoras, os ajustes seriam restritos ao movimento do braço, o que não foi o caso no presente estudo.

4.2.3. A margem de estabilidade dinâmica foi influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa manual

Os primeiros estudos que investigaram a combinação da marcha com o movimento de preensão concluíram que a estabilidade da marcha não foi afetada pelo movimento de preensão (CARNAHAN et al., 1996; COCKELL; CARNAHAN; McFADYEN, 1995). Estes autores concluíram que as características da fase de alcance foram modificadas para manter a estabilidade da marcha. O presente estudo mostrou aumento na margem de estabilidade

dinâmica na direção AP quando a tarefa manual foi adicionada, principalmente para as condições mais desafiadoras (base instável e presença de obstáculos). A tarefa manual provocou uma perturbação na marcha e os participantes adotaram uma estratégia mais conservadora para aumentar a estabilidade. Alguns estudos têm mostrado aumento na margem de estabilidade dinâmica em ambientes mais desafiadores (BRUIJIN et al., 2009; HOF; GAZENDAM; SINKE, 2005; MORAES; ALLARD; PATLA, 2007; YOUNG; DINGWELL, 2012).

Dentro deste contexto, é interessante mencionar que a margem de estabilidade dinâmica não foi afetada pela tarefa manual na condição sem obstáculos, como relatado por Carnahan et al (1996). Entretanto, o aumento no índice de dificuldade da tarefa manual no presente estudo, resultou em aumento na estabilidade da marcha para facilitar a execução da tarefa de preensão com sucesso. Considerando a necessidade de pegar o objeto sem tocar nos obstáculos, o aumento na estabilidade auxilia no desempenho da tarefa manual, pois mais atenção deve ser alocada para o controle sem erros deste movimento.

Como o objeto foi posicionado lateralmente em relação aos participantes, a velocidade do COM na direção ML foi maior para todas as condições manuais quando comparadas com a marcha livre. A margem de estabilidade dinâmica na direção ML não foi diferente entre a tarefa dinâmica e a marcha livre. Entretanto, foi encontrado que no passo N-2, a margem de estabilidade dinâmica na direção ML foi maior do que no passo N. Esta redução na margem de estabilidade sugere que o COM foi deslocado próximo aos limites da base de suporte em função do movimento do braço para pegar o objeto. O movimento do braço em direção ao objeto contribuiu acelerar o COM na direção ML, perto dos limites da base de suporte, conseqüentemente, contribuindo para reduzir a margem de estabilidade dinâmica. O fato de os participantes terem posicionado o pé mais próximo do objeto, especialmente para as condições com obstáculos, contribuiu para que a margem de estabilidade dinâmica não fosse afetada na direção ML.

4.2.4. Modificações no padrão locomotor foram realizadas no passo de contato com o objeto e um passo antes

Diferentes estudos na literatura têm mostrado que ajustes no posicionamento do pé são feitos dois passos antes para realização de uma tarefa locomotora adaptativa com sucesso (MATTHIS; FAJIN, 2013, 2014; MORAES; LEWIS; PATLA, 2004; PATLA et al., 1989). Os resultados do presente estudo estão de acordo com estes estudos, pois mudanças nas variáveis da marcha ocorreram no passo de contato com o objeto (passo N) e um passo antes (passo N-1). Além disso, os participantes utilizaram a informação visual destes dois passos para realizar ajustes no padrão locomotor para acomodar os diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. Assim, os participantes utilizaram esta informação para posicionarem-se mais distante do objeto na direção AP para as condições com obstáculos (distância calcanhar-objeto). Entretanto, na direção ML, os participantes posicionarem-se mais perto do objeto nas condições mais desafiadoras. Além disso, na fase de aproximação ao objeto, os participantes reduziram o comprimento e a velocidade do passo e aumentaram a duração do passo e a margem de estabilidade dinâmica. Estas modificações no padrão locomotor foram realizadas para acomodar a tarefa de preensão com diferentes níveis de dificuldade. A tarefa de preensão representa um desafio para a estabilidade da marcha e durante a fase de aproximação, os participantes adotaram uma estratégia locomotora conservadora para realizar a tarefa manual com sucesso.

De forma geral, as modificações na marcha estão de acordo com o modelo proposto no Capítulo 1. Os participantes realizaram os ajustes locomotores necessários durante a fase de aproximação ao objeto para evitar mudanças abruptas na marcha, o que poderia comprometer a estabilidade corporal. Além disso, as mudanças no padrão locomotor na tarefa dinâmica foram dirigidas pelo córtex e integradas apropriadamente com o padrão subjacente de atividade da marcha normal. Estes achados são consistentes com a idéia de que o instante das modificações no ciclo da marcha são fundamentais para garantir a natureza cíclica da marcha. Ivanenko et al. (2005), por exemplo,

mostraram que a execução do movimento de abaixar-se para pegar um objeto no chão durante a realização da marcha envolveu a sobreposição de um novo componente relacionado ao movimento de abaixar-se com os componentes temporais envolvidos no controle da marcha. Desta forma, os ajustes locomotores foram realizados sem interromper a marcha.

4.2.5. O componente de alcançar do movimento de preensão foi afetado principalmente pela tarefa

O tempo de movimento aumentou com a presença de obstáculos na distância curta, mas apenas para a base instável. Similarmente, o instante do pico de velocidade do punho ocorreu mais cedo para a mesma condição, o que favoreceu um maior tempo para o controle *online* do transporte da mão em direção ao objeto (CARNAHAN; GOODALE; MARTENIUK, 1993). Este controle online pode ser definido como uma correção automática dos movimentos com base nas informações sensoriais (PÉLISSON et al., 2010). Em função do aumento de dificuldade da tarefa manual, os participantes confiaram em um mecanismo de controle *online* para evitar contato com os obstáculos e derrubar a base de suporte. Além disso, os participantes aproximaram-se mais próximo do objeto para facilitar a configuração braço-mão para pegar o objeto com segurança. Diferentes estudos têm mostrado redução na velocidade do movimento de alcançar com o intuito de aumentar a exatidão do movimento e consequentemente, evitar o contato com os obstáculos (BIEGSTRAATEN; SMEETS; BRENNER, 2003; MON-WILLIAMS; MACINTOSH, 2000; VOUDOURIS; SMEETS; BRENNER, 2012). Os resultados indicam que o movimento de alcançar é controlado por uma estratégia flexível de um modo exato que pode ser mudada em função do aumento de dificuldade da tarefa manual. Esta estratégia flexível é baseada em um controle *online* que processa feedback visual e proprioceptivo para monitorar o movimento e minimizar o erro espacial durante a execução da tarefa manual (GLOVER, 2004).

Quando o tempo de movimento e o pico de velocidade do punho foram comparados entre as tarefas (estática e dinâmica), foi encontrado que ambas as

variáveis foram maiores para a tarefa estática em comparação com a dinâmica. Carnahan et al. (1996), entretanto, mostraram que o pico de velocidade do punho foi menor na tarefa estática do que na dinâmica. Estes autores concluíram que a própria dinâmica do corpo contribuiu para o aumento de velocidade do punho durante a marcha. Estes resultados contraditórios podem ser explicados por diferenças metodológicas. No estudo de Carnahan et al. (1996), para determinar o posicionamento dos participantes em relação ao objeto a ser pego, eles deveriam manter os braços ao lado do corpo e manter o cotovelo com 90° de flexão com mãos e dedos estendidos e alinhados com o centro do objeto. No presente estudo, entretanto, os participantes permaneceram com os braços ao lado do corpo com uma distância de 50% e 30% do comprimento do braço nas direções ML e AP, respectivamente, para a tarefa estática. Assim, no estudo de Carnahan et al. (1996), a mão dos participantes estava mais próxima do objeto, o que reduziu a necessidade de produzir alta velocidade para transportar a mão em direção ao objeto. No presente estudo, por outro lado, a mão dos participantes estava mais distante do objeto, o que aumentou a necessidade de acelerar o membro para trazer a mão próxima do objeto. Além disso, em função da restrição na direção AP, o movimento de preensão no presente estudo pode ser considerado mais desafiador na tarefa dinâmica em comparação com o estudo de Carnahan et al. (1996). Desta forma, no presente estudo, os participantes utilizaram uma estratégia mais conservadora na marcha para evitar o contato com os obstáculos ou derrubar a base de suporte quando o movimento do braço foi realizado em direção ao objeto.

Além disso, o instante do pico de velocidade do punho reduzido na tarefa dinâmica indica que os participantes gastaram mais tempo na fase de desaceleração no transporte da mão. A parte inicial do transporte da mão é usualmente balístico e pré-programado (CARNAHAN et al., 1993). O período de desaceleração é baseado no controle *online* e dependente da informação sensorial. O controle do alcançar na marcha deve ser mais dependente do controle *online* para transportar a mão próxima ao objeto, com sucesso. Estas

diferenças entre as tarefas indicam que os obstáculos ao redor do objeto influenciaram não apenas o movimento de alcançar, como também os movimentos coordenados com a marcha. Marteniuk e Bertram (2001) também mostraram que o movimento de alcançar foi afetado pela marcha. Naquele estudo, os participantes realizaram uma tarefa de Fitts, transportando um objeto até um alvo durante a marcha; a trajetória do punho em forma de sino foi completamente modificada em função da inclusão da marcha. Estes autores sugeriram que o movimento de alcançar durante a marcha refletiu em uma compensação do deslocamento do tronco para frente devido a locomoção. Esta compensação é realizada por um controle *online* baseado em diversos canais sensoriais que capturam a configuração do corpo/braço e sua relação com o meio ambiente (GOMI, 2008).

De acordo com o modelo proposto no Capítulo 1, o movimento do braço não foi independentemente controlado, pois foi afetado pela marcha. Assim, é possível argumentar que a ativação cortical do núcleo motor cervical é sobreposto ao sistema proprioespinal envolvido com a coordenação entre membros na marcha. Desta forma, é possível sugerir que os movimentos de alcançar e andar compartilhem redes neurais similares (GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989).

4.2.6. O componente de pegar o objeto do movimento de preensão foi afetado pela tarefa e pelo nível de dificuldade da tarefa manual

Os estudos anteriores que investigaram o movimento combinado de preensão e marcha não analisaram o movimento de pegar o objeto. Assim, o presente estudo mostrou que o pico de abertura entre dedos diminuiu a medida que a distância entre os obstáculos reduziu, independentemente do tipo da base de suporte (estável e instável) e da tarefa. Estes resultados estão de acordo com muitos estudos que mostraram que os obstáculos afetam o desempenho do movimento de pegar o objeto (BIEGSTRAATEN; SMEETS; BRENNER, 2003; CHAPMAN et al., 2011; MON-WILLIAMS; TRESILIAN, 2001; SALING et al.,

1998; VOUDOURIS; SMEETS; BRENNER, 2012). Estes estudos encontraram que o pico de abertura entre os dedos é menor quando os obstáculos estão próximos do objeto. Assim, o pico de abertura entre os dedos é ajustado em função das dimensões do objeto, assim como ao espaço existente entre o objeto e o ambiente ao redor. Esta estratégia adaptativa pode modificar a configuração da mão com base nas propriedades da tarefa de preensão (MON-WILLIAMS; TRESILIAN, 2001). Estudos neurofisiológicos têm sugerido que esta estratégia flexível é baseada no circuito lateral que envolve o lóbulo parietal inferior e o córtex ventral pré-motor (VAN VLIET et al., 2013). Estes mecanismos neurais podem ajustar o movimento de pegar o objeto com base na informação sobre o tamanho e forma do objeto.

Além disso, o pico de abertura entre os dedos ocorreu mais cedo para as condições sem obstáculos do que nas condições com obstáculos. Para as condições com obstáculos, a posição da mão próxima ao objeto pode facilitar a configuração do formato da mão com base no espaço disponível para pegar o objeto. Estas adaptações são provavelmente dirigidas pelas informações visual e proprioceptiva e podem ser utilizadas de uma forma contínua para ajustar os movimentos de pegar o objeto (FUKUI; INUI, 2013; MA-WYATT; MCKEE, 2007).

A interação entre condição e tarefa mostrou que o pico de velocidade de abertura entre os dedos na tarefa dinâmica não foi afetado pela condição, sendo que esta variável diminuiu gradualmente com a adição de obstáculos para a tarefa estática. O pico de velocidade de abertura entre os dedos pode ser interpretado como um valor fixo, pequeno o suficiente para garantir um adequado contato manual com o objeto. Este valor fixo parece ser uma estratégia para reduzir a quantidade de controle paralelo à marcha. Apesar desta modulação no pico de velocidade de abertura entre os dedos, o tempo de ocorrência foi consistente entre as condições para a tarefa estática. Entretanto, o instante do pico de velocidade entre os dedos na marcha ocorreu em função do nível de dificuldade das condições testadas. Estes resultados não estão de acordo com o modelo proposto de que o movimento de pegar o objeto não seria

afetado pela marcha. Desta forma, a marcha influencia não apenas o movimento de alcançar, como também o movimento de pegar o objeto.

4.3. Conclusão

Com base nestes resultados, é possível sugerir que o movimento de preensão foi sobreposto à marcha, embora as adaptações no comportamento motor tenham sido globais, pois ambos padrões motores (marcha e preensão) foram modificados para realizar a tarefa com sucesso em função dos diferentes níveis de dificuldade. A organização do membro superior na marcha pode ser modificada para acomodar a tarefa de preensão. A adição da tarefa de preensão resultou em um padrão de andar mais conservador, consequentemente com o aumento da estabilidade dinâmica. Além disso, os diferentes níveis de dificuldade influenciaram o movimento de preensão.

5. ESTUDO 2: RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Resultados

Na tarefa dinâmica, 8 idosos caídores e 8 idosos não-caídores cometeram erros nas condições BEC, BAI, BIC, BIL e BEL. O número de erros (IDQ: 3,3% | ID: 4,1% das tentativas) foram: derrubar a base de suporte (IDQ: 5 | ID: 7) e derrubar o obstáculo (IDQ: 4 | ID: 4). Para a tarefa estática, 3 IDQ e 2 ID cometeram erros nas condições BIC e BAI. O número de erros (IDQ: 1,1% | ID: 0,7% das tentativas) foram: derrubar a base de suporte (IDQ: 2 | ID: 2) e derrubar o obstáculo (IDQ: 1).

Nesta sessão de resultados, apenas os efeitos principal e de interação serão descritos. As análises estatísticas não revelaram interação entre passo x condição e tarefa x condição, desta forma, estas análises não serão descritas na seção de resultados e não foram incluídas nas Tabelas com os resultados estatísticos.

5.1.1. Parâmetros espaço-temporais

Os resultados das MANOVAs para as variáveis espaço-temporais da marcha estão apresentados na Tabela 7. A largura do passo foi maior para IDQ (0,09 m) do que ID (0,06 m) (Figura 10A). O comprimento do passo foi maior para a marcha livre (0,58 m) quando comparado com todas as condições de preensão (0,47 m) ($p=0,001$) (Figura 10B). Em relação ao efeito principal de passo, a largura foi maior no passo N (0,09 m) do que nos passos N-2 (0,07 m) e N-1 (0,06 m) ($p=0,001$) (Figura 10A). Entretanto, o comprimento do passo foi maior no passo N-2 (0,54 m) quando comparado com os passos N-1 (0,48 m) e N (0,46 m) ($p\leq 0,001$) (Figura 10B).

A duração do passo foi maior para IDQ (0,62 s) do que ID (0,52 s) (Figura 10C). IDQ (0,64 m/s) apresentou menor velocidade do passo quando comparado

com ID (0,93 m/s) no passo N ($p \leq 0,001$) (Figura 10D). Para efeito de condição, a duração do passo foi maior nas condições BEC (0,61 s) e BEL (0,58 s) do que na marcha livre (0,51 s) ($p \leq 0,001$) (Figura 10C). Entretanto, a velocidade do passo foi menor para todas as condições de preensão (0,88 m/s) quando comparada com a marcha livre (1,15 m/s) ($p \leq 0,001$) (Figura 10D). A duração do passo foi menor nos passos N-2 (0,52 s) e N-1 (0,53 s) do que no passo N (0,66 s) ($p = 0,002$) (Figura 10C). A velocidade do passo foi maior nos passos N-2 (1,04 m/s) e N-1 (0,93 m/s) do que no passo N (0,78 m/s) (Figura 10D).

Tabela 7: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passo) e de interação (condição*grupo e passo*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis espaço-temporais da marcha: comprimento, largura, duração e velocidade do passo.

Variáveis	Grupo	Condição	Passo	Condição * Grupo	Passo * Grupo
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,629; $F_{2,27}=7,95$; $p=0,002$	Wilk's Lambda= 0,121; $F_{12,17}=10,28$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda= 0,232; $F_{4,25}=20,66$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda= 0,365; $F_{12,17}=2,46$; $p=0,044$	Wilk's Lambda= 0,717; $F_{4,25}=2,47$; $p=0,070$
Análise Univariada					
Comprimento do passo	$F_{1,28}=3,09$; $p=0,09$	$F_{6,168}=25,63$; $p \leq 0,0001$	$F_{2,56}=28,98$; $p \leq 0,0001$	$F_{6,636}=1,88$; $p=0,132$	$F_{2,56}=4,31$; $p=0,018$
Largura do passo	$F_{1,28}=10,80$; $p=0,003$	$F_{6,168}=3,39$; $p=0,017$	$F_{2,56}=8,78$; $p=0,002$	$F_{6,636}=2,46$; $p=0,061$	$F_{2,56}=0,55$; $p=0,525$
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,67; $F_{2,27}=6,59$; $p=0,005$	Wilk's Lambda= 0,120; $F_{12,17}=10,38$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda= 0,163; $F_{4,25}=32,16$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda= 0,393; $F_{12,17}=2,19$; $p=0,068$	Wilk's Lambda= 0,675; $F_{4,25}=3,04$; $p=0,037$
Análise Univariada					
Duração do passo	$F_{6,168}=4,31$; $p=0,007$	$F_{6,168}=4,31$; $p=0,007$	$F_{2,56}=13,73$; $p \leq 0,0001$	$F_{6,168}=1,55$; $p=0,206$	$F_{2,56}=3,78$; $p=0,060$
Velocidade do passo	$F_{6,168}=52,03$; $p \leq 0,0001$	$F_{6,168}=52,03$; $p \leq 0,0001$	$F_{2,56}=64,32$; $p \leq 0,0001$	$F_{6,168}=1,57$; $p=0,193$	$F_{2,56}=5,08$; $p=0,014$

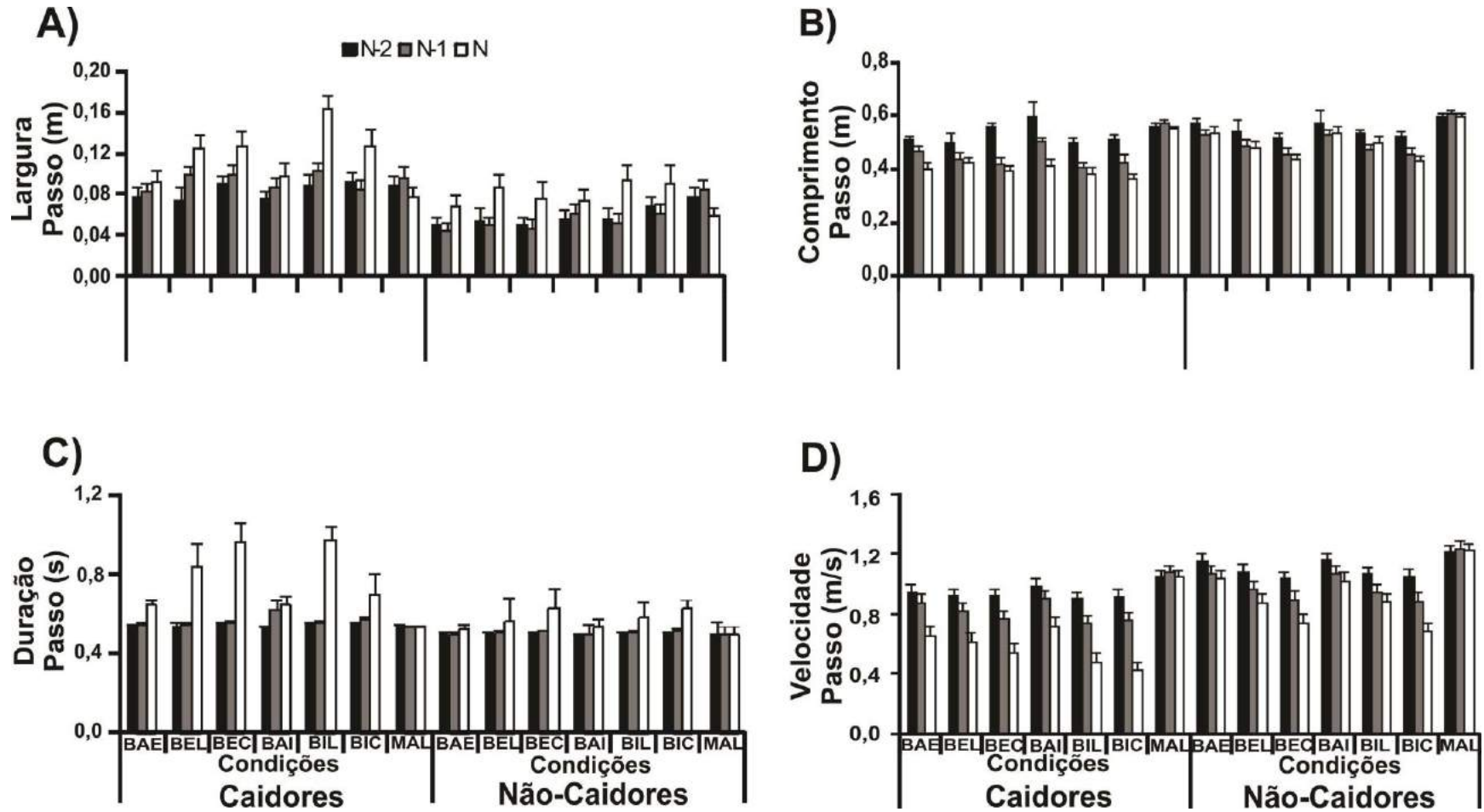


Figura 10: Média e erro padrão para a (A) largura, (B) comprimento, (C) duração e (D) velocidade do passo para os idosos caidores e não-caidores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta; MAL: marcha livre).

5.1.2. Variáveis relacionadas ao centro de massa e margem de estabilidade dinâmica (MED)

Os resultados das MANOVAs e ANOVAs para as variáveis relacionadas ao centro de massa e a margem de estabilidade dinâmica estão apresentados na Tabela 8. Para a porcentagem de redução da velocidade AP do centro de massa, IDQ apresentou maior redução na velocidade AP (60%) do que ID (30%) (Figura 11B). Para o efeito de condição, a redução da velocidade AP foi maior nas condições com obstáculo (BEC: 56,5%, BEL: 45,7%, BIC: 59,7%, BIL: 47,9%) do que sem obstáculo (BAE: 28,9%, BAI: 32,4%) ($p \leq 0,001$) (Figura 11B). Em valores absolutos, a velocidade AP média para IDQ foi 0,39 m/s e 0,75 m/s para ID.

A diferença temporal entre a velocidade mínima AP e o contato com o objeto foi maior para IDQ (3,51 s) do que ID (2,58 s) (Figura 11B). Este resultado mostra que IDQ atingiu a velocidade mínima AP mais cedo em relação ao contato com o objeto quando comparado com ID (Figura 11B). Além disso, a velocidade mínima AP ocorreu mais cedo na condição BAE (2,71 s) do que na condição BEC (3,31 s) ($p=0,001$) (Figura 11B).

Em ambas as direções, a MED foi maior para IDQ (AP: 0,07 m, ML: 0,04 m) do que ID (AP: 0,02 m, ML: 0,01 m) ($p=0,002$) (Figura 11C). A MED AP foi maior nas condições BEC (0,07 m) e BIC (0,06 m) quando comparadas com a marcha livre (0,01 m) ($p=0,002$) (Figura 11C). Além disso, a MED AP foi maior no passo N-1 (0,07 m) do que no passo N (0,03 m) (Figura 11C).

Tabela 8: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis margem de estabilidade dinâmica (MED) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), diferença temporal entre o instante do contato com o objeto e a velocidade mínima do COM AP e a porcentagem de redução da velocidade AP.

Variáveis	Grupo	Condição	Passo	Condição * Grupo	Passo * Grupo
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,528; F _{2,27} =12,06; p≤0,0001	Wilk's Lambda= 0,338; F _{2,27} =12,06; p≤0,0001	Wilk's Lambda= 0,451; F _{4,25} =7,61; p≤0,0001	Wilk's Lambda= 0,604; F _{12,17} =0,93; p=0,541	Wilk's Lambda= 0,919; F _{4,25} =0,55; p=0,698
Análise Univariada					
MED AP	F _{1,28} =5,85; p=0,022	F _{6,168} =4,86; p≤0,0001	F _{2,56} =6,78; p=0,002	F _{6,168} =0,559; p=0,521	F _{2,56} =0,546; p=0,582
MED ML	F _{1,28} =18,53; p≤0,0001	F _{6,168} =2,51; p=0,061	F _{2,56} =1,54; p=0,227	F _{6,168} =1,292; p=0,282	F _{2,56} =1,443; p=0,245
ANOVA Diferença Temporal	F _{1,28} =7,987; p=0,005	F _{2,28} =5,237; p=0,012	--	F _{5,140} =0,78; p=0,545	--
ANOVA % Redução Velocidade AP	F _{1,28} =131,18; p≤0,0001	F _{5,140} =43,67; p≤0,0001	--	F _{5,140} =1,07; p=0,360	--

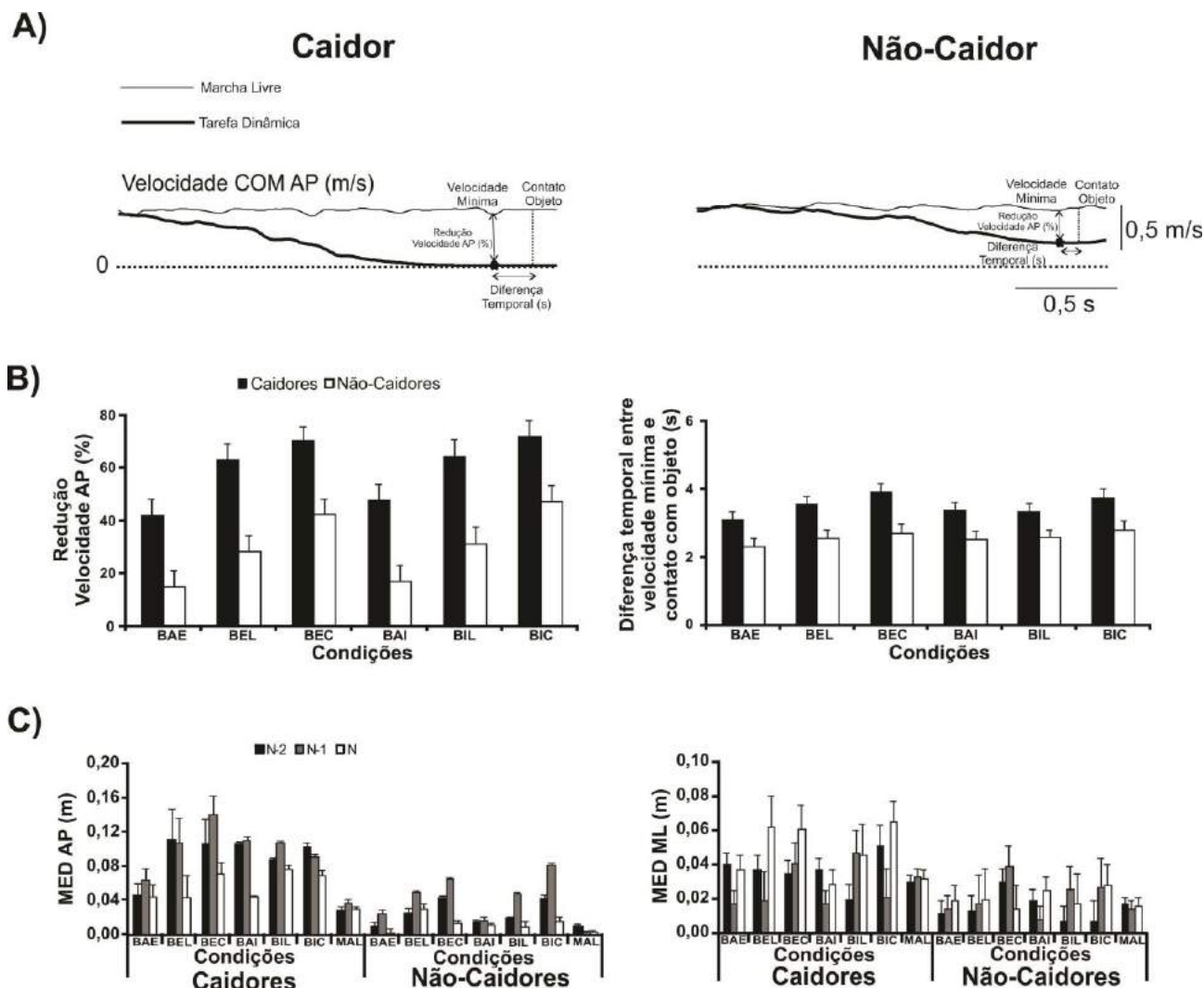


Figura 11: (A) Exemplo de uma série temporal da velocidade do centro de massa (COM) AP para um idoso caidor e não-caidor na tarefa dinâmica (linha grossa) e na marcha livre (linha fina). As linhas verticais pontilhadas indicam a velocidade mínima e o contato com o objeto. A porcentagem de redução da velocidade AP é indicada pela diferença entre a condição dinâmica e marcha livre. A diferença temporal é calculada pela diferença entre o instante da velocidade mínima e o contato com o objeto. (B) Média e erro padrão da porcentagem de redução da velocidade do COM AP. (C) Margem de estabilidade dinâmica AP e ML nas condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta; MAL: marcha livre).

5.1.3. Variáveis relacionadas ao movimento de alcançar e pegar

Os resultados da MANOVA e da ANOVA para as variáveis relacionadas ao movimento de alcançar estão apresentados na Tabela 9. IDQ apresentou maior tempo de movimento e menor pico de velocidade do punho (1,57 s | 27,7 m/s) do que ID (1,21 s | 31,7 m/s) ($p=0,001$) (Figura 12A,B). O tempo de movimento e

o pico de velocidade do punho foram maiores na tarefa estática (1,62 s | 0,46 m/s) do que na dinâmica (1,16 s | 0,38 m/s, respectivamente) ($p \leq 0,001$) (Figura 12A,B). Além disso, o instante de ocorrência do pico de velocidade do punho foi mais cedo na tarefa dinâmica (18,3 %) do que na estática (41,2 %) ($p \leq 0,001$) (Figura 12C). Em relação as condições de apreensão, o tempo de movimento foi mais baixo para as condições sem obstáculos (BAE: 1,25 s | BAI: 1,28 s) do que com obstáculos (BEC: 1,55 s | BIC: 1,56 s) ($p \leq 0,001$) (Figura 12A). Ainda, o tempo de movimento foi maior para as condições com obstáculo na distância curta (BEC: 1,55 s | BIC: 1,56 s) do que na longa (BEL: 1,36 s | BIL: 1,36 s) ($p \leq 0,001$) (Figura 12A). O pico de velocidade e o instante de ocorrência do pico de velocidade do punho foram maiores na condição BAE (0,45 m/s | 32%) do que na BEC (0,39 m/s | 26%) ($p = 0,010$) (Figura 12B,C). Para a base instável, o pico de velocidade e o instante de ocorrência do pico de velocidade do punho foram menores na condição BIC (0,39 m/s | 27%) do que na BIL (0,43 m/s | 33%) ($p = 0,008$) (Figura 12B,C).

A diferença temporal entre o contato do calcanhar direito e o início da fase de alcançar foi maior para IDQ (0,36 s) do que ID (-0,14 s). Os resultados indicaram que IDQ tocou o solo após o início da fase de alcançar (Figura 12D).

Os resultados da MANOVA para as variáveis relacionadas ao movimento de pegar estão apresentados na Tabela 10. O pico de abertura entre os dedos não foi afetado pelo grupo, condição e tarefa (Figura 13A). Entretanto, o instante do pico de abertura entre os dedos foi menor para IDQ (73,2%) em comparação com ID (86,8%), apenas na tarefa dinâmica (Figura 13B). O instante de ocorrência do pico de abertura entre os dedos foi menor para as condições sem obstáculos em comparação as condições com obstáculos nas distâncias longa e curta (BAE: 72,2% | BEL: 78,6% | BEC: 78,7% | BAI: 71,9% | BIL: 79,9% | BIC: 79,1%) ($p \leq 0,001$) (Figura 13B). Além disso, o instante de ocorrência do pico de abertura entre os dedos foi maior na tarefa dinâmica (79,9%) do que na estática (73,6%) ($p \leq 0,001$) (Figura 13B).

O pico de velocidade de abertura entre os dedos e o instante de ocorrência desse pico foram menores para IDQ (0,12 m/s | 37,2%) quando

comparados com ID (0,15 m/s | 47,3%) ($p \leq 0,001$) (Figura 13C,D). O pico de velocidade de abertura entre os dedos foi maior na tarefa estática (0,18 m/s) do que na dinâmica (0,09 m/s) ($p \leq 0,001$) (Figura 13C). Para o efeito de condição, o instante de ocorrência do pico de velocidade de abertura entre os dedos foi menor nas condições sem obstáculos (BAE: 31,6% | BAI: 29,6%) em comparação as condições com obstáculos nas distâncias curta e longa (BEL: 45,2% | BEC: 48,2% | BIL: 47,7% | BIC: 52,2%) ($p \leq 0,001$) (Figura 13D).

Tabela 9: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de alcançar: tempo de movimento, pico de velocidade do punho, instante do pico de velocidade do punho e diferença temporal.

Variáveis	Grupo	Condição	Tarefa	Tarefa * Grupo
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,618; $F_{3,25}=5,15$; $p=0,007$	Wilk's Lambda= 0,110; $F_{3,25}=7,04$; $p=0,0001$	Wilk's Lambda= 0,121; $F_{3,25}=60,27$; $p \leq 0,0001$	Wilk's Lambda= 0,880; $F_{3,25}=1,13$; $p=0,354$
Análise Univariada				
Tempo de movimento	$F_{1,27}=4,37$; $p=0,046$	$F_{5,135}=21,78$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=35,27$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=0,77$; $p=0,389$
Pico de velocidade do punho	$F_{1,27}=15,57$; $p=0,0001$	$F_{5,135}=6,89$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=21,15$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=1,08$; $p=0,307$
Instante do pico de velocidade do punho	$F_{1,27}=2,68$; $p=0,113$	$F_{5,135}=7,04$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=120,95$; $p \leq 0,0001$	$F_{1,27}=2,29$; $p=0,142$
ANOVA Diferença temporal	$F_{1,28}=11,98$; $p=0,002$	$F_{5,140}=1,92$; $p=0,145$	--	--

Tabela 10: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, tarefa) e de interação (tarefa*grupo) das MANOVAs e análises univariadas para as variáveis da fase de pegar: pico de abertura entre os dedos, instante do pico de abertura entre os dedos, pico de velocidade entre os dedos e instante do pico de velocidade entre os dedos.

Variáveis	Grupo	Condição	Tarefa	Tarefa * Grupo
MANOVA	Wilk's Lambda= 0,572; F _{4,24} =4,48; p=0,008	Wilk's Lambda= 0,033; F _{20,8} =11,84; p=0,001	Wilk's Lambda= 0,283; F _{4,24} =15,22; p≤0,0001	Wilk's Lambda= 0,658; F _{4,24} =3,12; p=0,034
Análise Univariada				
Pico de abertura entre os dedos	F _{1,27} =0,18; p=0,674	F _{5,135} =1,87; p=0,167	F _{1,27} =2,58; p=0,120	F _{1,27} =0,11; p=0,746
Instante do pico de abertura entre os dedos	F _{1,27} =12,43; p=0,002	F _{5,135} =9,05; p≤0,0001	F _{1,27} =14,45; p=0,001	F _{1,27} =5,77; p=0,023
Pico de velocidade entre os dedos	F _{1,27} =4,55; p=0,042	F _{5,135} =2,77; p=0,064	F _{1,27} =52,13; p=0,001	F _{1,27} =6,08; p=0,020
Instante do pico de velocidade entre os dedos	F _{1,27} =8,38; p=0,007	F _{5,135} =26,56; p≤0,0001	F _{1,27} =0,16; p=0,695	F _{1,27} =3,16; p=0,087

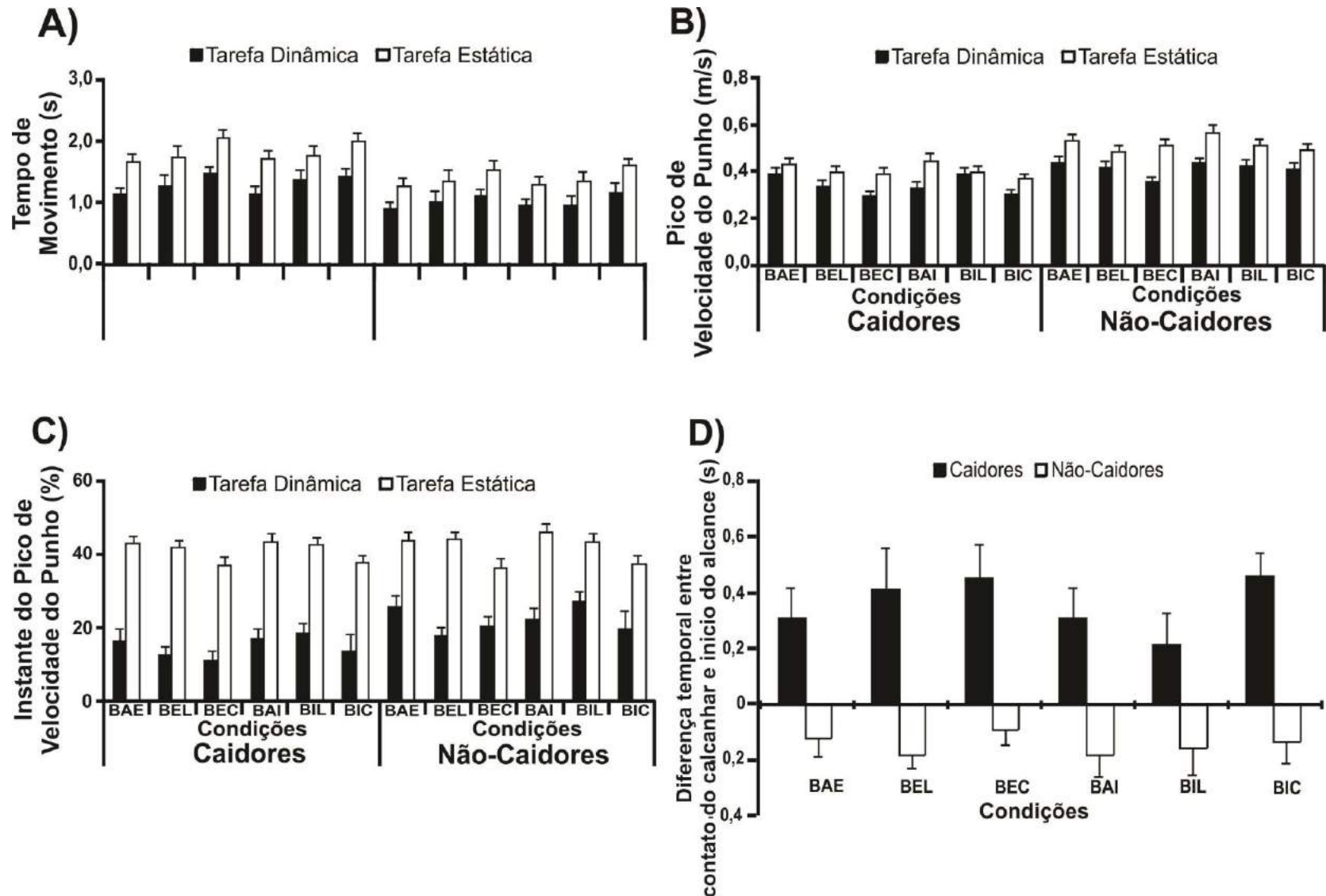


Figura 12: Média e erro padrão para o (A) tempo de movimento, (B) pico de velocidade relativa do punho, (C) instante do pico de velocidade do punho, (D) diferença temporal entre o contato do calcanhar e início do alcançar para os idosos caídores e não-caídores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta)

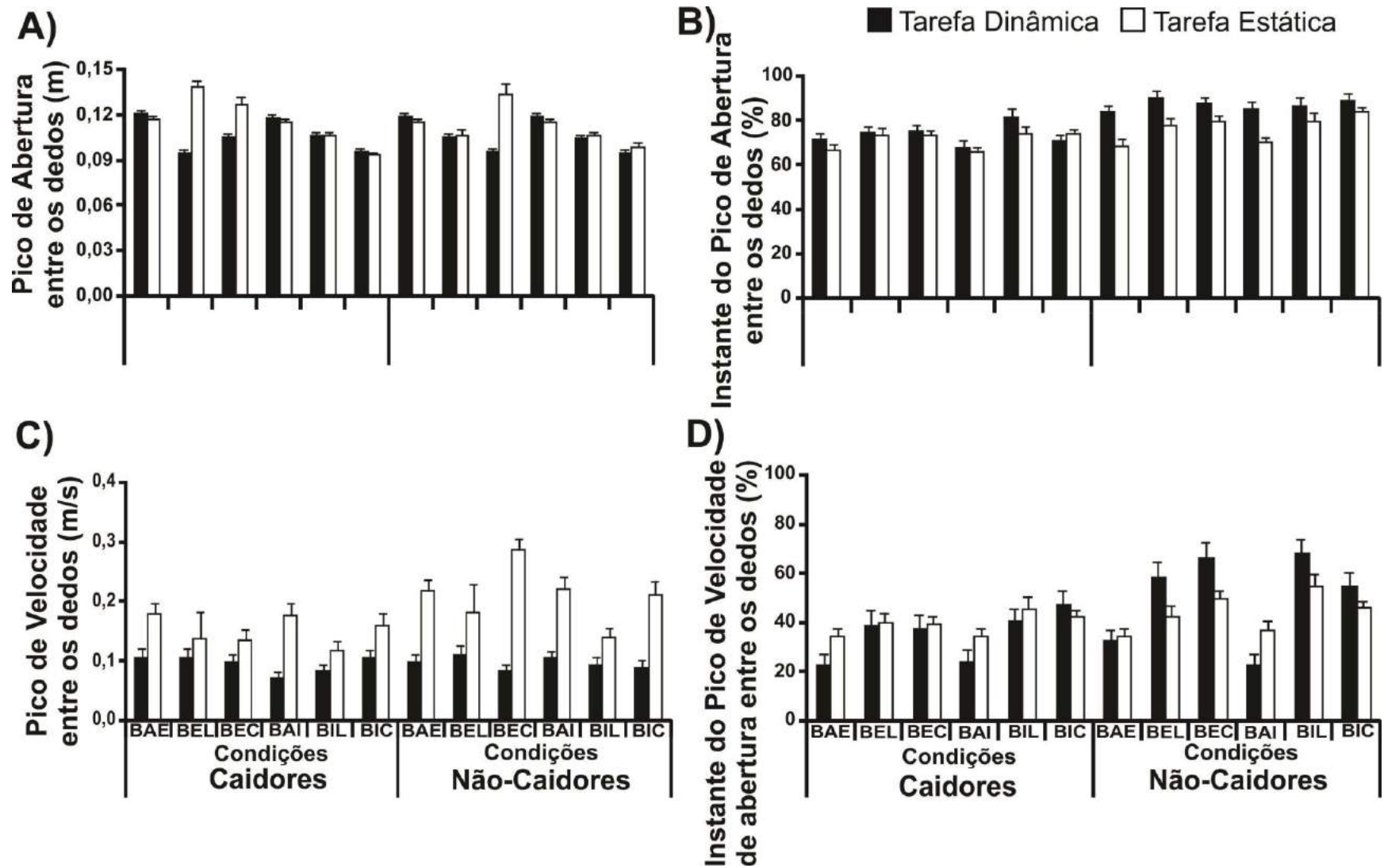


Figura 13: Média e erro padrão para o (A) pico de abertura entre os dedos, (B) instante do pico de abertura entre os dedos, (C) pico de velocidade de abertura entre os dedos (C), (D) instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos para os idosos caídores e não-caídores em todas as condições experimentais. (BAE: base estável; BEL: base estável distância longa; BEC: base estável distância curta; BAI: base instável; BIL: base instável distância longa; BIC: base instável distância curta)

5.2. Discussão

O desempenho motor na marcha combinada com o movimento de preensão foi investigado em função dos diferentes níveis da dificuldade da tarefa manual em idosos com e sem histórico de quedas. Idosos caidores apresentaram um pior desempenho que os idosos não caidores no MiniBESTest, o que indica um comprometimento no equilíbrio e na mobilidade. Este resultado está de acordo com os estudos na literatura que investigaram que os idosos com histórico de quedas apresentaram um pior controle postural (BARDIN; DOURADO, 2012; CEBOLLA; RODACKI; BENTO, 2015; MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004). Em resumo, os resultados mostraram que o histórico de quedas influenciou o desempenho motor na tarefa combinada de marcha e de preensão.

5.2.1. Idosos caidores exibiram uma estratégia conservadora e desacoplaram a tarefa combinada quando comparado com os idosos não caidores

Os idosos caidores apresentaram um comprometimento no desempenho locomotor, como por exemplo, redução na velocidade do passo e aumento da largura e da duração do passo quando comparados com idosos não caidores. Estes resultados estão de acordo com os estudos na literatura que encontraram mudanças no padrão locomotor de idosos caidores (BARAK; WAGENAR; HOLT, 2006, KIRKWOOD et al., 2011; TOEBES et al., 2012). Esta lentidão no movimento de idosos caidores indica um tempo adicional necessário para extrair a informação sensorial para ajustar o movimento (CHAPMAN; HOLLANDS, 2007). Embora os parâmetros espaço-temporais permitam fazer inferências sobre o controle da estabilidade, a margem de estabilidade dinâmica é uma variável mais apropriada para investigar o controle da estabilidade dinâmica, pois esta variável mede a relação entre a posição e velocidade do centro de massa e os limites da base de suporte. O presente estudo mostrou um aumento na margem de estabilidade dinâmica nos idosos caidores, pois eles necessitam aumentar o controle da estabilidade. Consequentemente, os idosos caidores

adotaram uma estratégia mais conservadora para aumentar a estabilidade dinâmica quando comparados com os idosos não-caidores.

Quando a marcha foi combinada com o movimento de preensão, os idosos caidores apresentaram maior redução na velocidade do COM AP que os idosos não caidores. Além disso, os idosos caidores exibiram a velocidade mínima AP mais cedo que os idosos não caidores antes do contato com o objeto. Em relação a velocidade AP, os idosos caidores quase pararam para realizar a tarefa de preensão. Desta forma, estes resultados sugerem que os idosos caidores desacoplam as tarefas de marcha e preensão, que representa uma perda da automaticidade para realizar uma tarefa motora sobreposta à outra. Em tarefas similares que envolvem transições de movimentos sequenciais, como por exemplo, levantar e andar, os idosos caidores também dividiram esta tarefa motora em duas fases (i.e., levantar e iniciar o andar) para aumentar a estabilidade corporal durante a tarefa de manutenção da postura ereta antes de iniciar o andar (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; CHEN; CHANG; CHOU, 2013).

Os idosos caidores iniciaram o transporte da mão em direção ao objeto 360 ms após o contato do calcanhar no solo e os idosos não-caidores iniciaram 140 ms antes do contato do calcanhar no solo. Este comportamento dos idosos não-caidores foi similar aos adultos jovens (RINALDI; MORAES, 2015), embora o transporte da mão em direção ao objeto tenha iniciado 460 ms antes do contato do calcanhar no solo em adultos jovens. O início do transporte da mão 460 ms antes do contato do calcanhar no solo representa um tempo apropriado para explorar o movimento do membro superior à frente (RINALDI; MORAES, 2015). O menor tempo adotado pelos idosos não caidores pode estar relacionado à menor amplitude de movimento do membro superior. Para os idosos caidores, o início do transporte da mão após o contato do calcanhar é mais um indicativo do desacoplamento da marcha e do movimento de preensão. Os idosos caidores preferiram reduzir a velocidade do movimento e quase interromper a marcha antes do início do movimento da mão em direção ao objeto. Estas mudanças indicam uma estratégia motora conservadora para

atingir a meta da tarefa. Idosos com medo de cair apresentaram ajustes posturais compensatórios prolongados durante a iniciação do andar na condição de tarefa dupla (UEMURA et al, 2012) para compensar o comprometimento no equilíbrio. Assim, idosos caidores compensam os déficits no equilíbrio dividindo a tarefa combinada em duas fases: fase preparatória para ganhar estabilidade e execução da tarefa manual.

5.2.2. O movimento de preensão foi afetado pelo histórico de quedas

As mudanças observadas no desempenho motor de idosos caidores também foram observadas na tarefa de preensão. Os idosos caidores apresentaram maior tempo de movimento e menor velocidade do punho, instante de ocorrência do pico de abertura e pico de velocidade da abertura entre os dedos. Este é o primeiro estudo que aponta modificações no movimento de preensão em idosos caidores, o que indica uma lentidão generalizada no desempenho motor. Esta lentidão sugere que idosos caidores necessitam de um tempo maior para extrair a informação sensorial para realizar a tarefa manual com sucesso, como sugerido nas tarefas locomotoras (CHAPMAN; HOLLANDS, 2007). Embora a maioria dos estudos tenham mostrado alterações no desempenho locomotor (tarefa primária) durante a realização de dupla tarefa em idosos caidores (DONOGHUE et al., 2013; HALL et al., 2011), o presente estudo também verificou mudanças na tarefa secundária (movimento de preensão). Assim, os idosos caidores apresentam problemas em dividir a atenção entre duas tarefas motoras em função dos problemas neuromusculares, que deve estar relacionado à uma perda da função das vias frontais subcorticais (VISUONATHAN; SUDARKY, 2011).

Além disso, o instante de ocorrência do pico de abertura entre os dedos ocorreu mais cedo para os idosos caidores do que para os idosos não caidores apenas na tarefa dinâmica, o que indica uma estratégia para aumentar o tempo disponível para o controle online da configuração da mão antes do contato com objeto. Esta necessidade de um tempo adicional apareceu apenas para a tarefa combinada, pois os idosos caidores apresentam dificuldade para planejar um

movimento durante a realização de uma outra tarefa motora. Desta forma, os idosos caidores pré-programaram menos o movimento de pegar o objeto e confiaram mais no controle online para realizar a tarefa manual com sucesso.

5.2.3. A marcha e o movimento de preensão foram mutuamente modificados em função do nível de dificuldade da tarefa manual em ambos os grupos

A maioria dos estudos mostrou que idosos apresentaram um pior padrão locomotor na condição de dupla tarefa (DONOGHUE et al., 2013; HALL et al., 2011). Entretanto, a maioria dos estudos não mostrou quando os idosos mudam o padrão locomotor em função da adição da tarefa secundária. Os resultados do presente estudo indicam que os idosos modificaram o padrão locomotor no passo correspondente ao contato com o objeto e um passo antes. Da mesma forma, Rinaldi e Moraes (2015) encontraram que adultos jovens realizaram modificações no padrão locomotor em função da adição do movimento de preensão um passo antes do contato com o objeto. Dentro deste contexto, a marcha dos idosos foi influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa de preensão. Assim, uma redução no comprimento e na velocidade do passo foi observada quando a tarefa de preensão foi adicionada. O nível de dificuldade da tarefa manual afetou outras variáveis, como, por exemplo, a redução da velocidade do COM AP foi mais evidenciada nas condições com obstáculo. Ainda, a margem de estabilidade dinâmica aumentou para as condições com obstáculo na distância curta quando comparadas com a marcha livre. Desta forma, os participantes ajustaram o padrão locomotor para acomodar as demandas da tarefa manual que representam um desafio para a estabilidade corporal, como foi encontrado nos adultos jovens (RINALDI; MORAES, 2015). Desta forma, os idosos adotaram uma estratégia mais conservadora para facilitar o desvio de atenção para a tarefa manual e evitar erros. Estudos anteriores também encontraram mudanças no padrão locomotor de idosos nas tarefas secundárias mais difíceis (HALL et al., 2011; NORDIN et al., 2010). Em resumo, a adição da tarefa de alcançar e pegar um objeto afetou o controle

postural (HUANG; BROWN, 2015), como também o comportamento locomotor de idosos.

O movimento de preensão também foi influenciado pelas condições e tarefas. Os participantes apresentaram maior tempo de movimento e menor pico de velocidade do punho nas condições com obstáculos (distâncias longa e curta). Em relação ao movimento de pegar o objeto, o instante do pico de abertura e o instante do pico de velocidade de abertura entre os dedos aumentaram na presença de obstáculos. Assim, a dificuldade da tarefa influenciou o desempenho dos componentes do movimento de preensão (fase de alcançar e pegar um objeto). Em relação à fase de alcançar, os idosos apresentaram diferenças quando comparados com os adultos jovens (RINALDI; MORAES, 2015). Os adultos jovens apresentaram um aumento no tempo de movimento e o instante do pico de velocidade do punho ocorreu mais cedo nas condições mais difíceis (base instável com obstáculos na distância curta). Assim, o tipo de base e a presença de obstáculos, diferente dos adultos jovens, influenciou o movimento de alcançar nos idosos. Os resultados do presente estudo estão de acordo com estudos que demonstraram que o envelhecimento modificou o desempenho de preensão, como por exemplo, redução na velocidade do movimento (REN et al., 2013) e aumento no tempo de movimento (ROY; WEIR; LEAVITT, 1996). Estas mudanças no controle do alcançar em idosos em função do nível de dificuldade da tarefa manual podem ser interpretadas como uma estratégia cautelosa para realizar a tarefa com sucesso. A tarefa de pegar um objeto é uma ação complexa que requer o envolvimento de comandos superiores (CICERALE et al., 2014). Assim, como tem sido observado que idosos apresentam uma redução na atividade neural (BEURSKENS et al., 2014), consequentemente, o controle de pegar o objeto fica comprometido, pois ambas as tarefas, estática e dinâmica, sobrecarregam os comandos executivos centrais.

Finalmente, tempo de movimento, pico de velocidade do punho e pico de velocidade de abertura entre os dedos foram maiores na tarefa estática em comparação com a tarefa dinâmica. A tarefa dinâmica é mais desafiadora para

os idosos, pois desafia mais a estabilidade corporal e, conseqüentemente, os idosos adotaram uma estratégia conservadora para o controle de preensão. Além disso, o instante do pico de abertura entre os dedos ocorreu mais cedo na tarefa estática que na tarefa dinâmica. Este resultado indica que a marcha afetou o controle dos dedos para pegar o objeto, pois os idosos desviaram mais atenção para o controle da estabilidade dinâmica. Conseqüentemente, o tempo para ajustar os dedos para acomodar as demandas da tarefa manual foi reduzido, o que indica uma priorização da tarefa primária (marcha).

5.3. Conclusão

A partir destes resultados, foi possível concluir que os idosos caídores exibiram uma estratégia conservadora para realizar a marcha. Os idosos caídores também desacoplaram a tarefa combinada quando comparados com os idosos não caídores, pois eles precisaram aumentar a estabilidade corporal para realizar a tarefa manual com sucesso. O histórico de quedas afetou o movimento de preensão. A tarefa combinada permitiu identificar mudanças nas estratégias de controle motor em idosos caídores para realizar o movimento de pegar o objeto combinado com a marcha. Além disso, os padrões motores (marcha e preensão) dos idosos (caídores e não caídores) foram mutuamente modificados em função do nível de dificuldade da tarefa manual.

6. ESTUDO 3: RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. Resultados

Em relação as condições de preensão, ANOVAs não encontraram diferença entre as mesmas em todas as medidas de coordenação ($p \geq 0,05$). Como não foi encontrada esta diferença, os resultados apresentados são referentes a análise com a média das condições de preensão. As análises estatísticas para os padrões de coordenação, ombro direito-esquerdo, ombro direito-quadril direito e ombro direito-quadril esquerdo estão apresentados nas Tabelas 11, 12 e 13, respectivamente. Na sequência desta seção, apenas o efeito de grupo e resultados dos testes post-hoc das interações entre grupo x passada, grupo x condição e passada x condição serão apresentados. ANOVA não revelou interação entre grupo, passada e condição para nenhuma das variáveis. Finalmente, os resultados da análise da fase do ciclo da marcha em que os idosos caidores e não-caidores pegaram o objeto são descritos ao final desta seção.

Tabela 11: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro direito e esquerdo (flexão/extensão e abdução/adução).

Padrões de Coordenação	Grupo	Condição	Passada	Grupo x Condição	Grupo x Passada	Passada x Condição
Flexão/Extensão						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 2,15$, $p = ,131$	$F_{1,34} = 1,72$, $p = ,198$	$F_{1,34} = 28,9$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 4,62$, $p = ,0017$	$F_{2,34} = 8,18$, $p = ,001$	$F_{1,34} = 34,67$, $p \leq ,001$
Em fase	$F_{2,34} = 0,106$, $p = ,900$	$F_{1,34} = 168,9$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 11,2$, $p = ,002$	$F_{2,34} = 0,55$, $p = ,582$	$F_{2,34} = 2,64$, $p = ,086$	$F_{1,34} = 13,7$, $p = ,001$
Fase de Ombro Esquerdo	$F_{2,34} = 0,804$, $p = ,456$	$F_{1,34} = 10,7$, $p = ,002$	$F_{1,34} = 0,23$, $p = ,635$	$F_{2,34} = 3,49$, $p = ,069$	$F_{2,34} = 0,51$, $p = ,607$	$F_{1,34} = 0,160$, $p = ,692$
Fora de fase	$F_{2,34} = 2,57$, $p = ,092$	$F_{1,34} = 146,5$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 36,1$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,88$, $p = ,421$	$F_{2,34} = 0,37$, $p = ,690$	$F_{1,34} = 41,1$, $p \leq ,001$
Abdução/Adução						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 37,2$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 60,3$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = ,117$, $p = ,735$	$F_{2,34} = 11,38$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 1,44$, $p = ,252$	$F_{1,34} = 1,21$, $p = ,279$
Em fase	$F_{2,34} = 15,52$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 13,7$, $p \leq 0,001$	$F_{1,34} = 1,15$, $p = ,291$	$F_{2,34} = 31,6$, $p \leq 0,001$	$F_{2,34} = 0,49$, $p = ,616$	$F_{1,34} = 15,12$, $p = 0,061$
Fase de Ombro Esquerdo	$F_{2,34} = 20,6$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 1,39$, $p = ,246$	$F_{1,34} = 1,38$, $p = ,248$	$F_{2,34} = 14,1$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,79$, $p = ,463$	$F_{1,34} = 0,757$, $p = ,390$
Fora de fase	$F_{2,34} = 18,2$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 6,34$, $p = ,017$	$F_{1,34} = 2,93$, $p = ,096$	$F_{2,34} = 34,4$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,08$, $p = ,923$	$F_{1,34} = 1,44$, $p = ,239$

Tabela 12: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro e quadril direito (flexão/extensão e abdução/adução).

Padrões de Coordenação	Grupo	Condição	Passada	Grupo x Condição	Grupo x Passada	Passada x Condição
Flexão/Extensão						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 0,002$, $p = ,998$	$F_{1,34} = 3,37$, $p = ,075$	$F_{1,34} = 52,5$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,66$, $p = ,523$	$F_{2,34} = 3,90$, $p = ,030$	$F_{1,34} = 18,7$, $p \leq ,001$
Em fase	$F_{2,34} = 0,18$, $p = ,832$	$F_{1,34} = 96,4$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 78,7$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,06$, $p = ,938$	$F_{2,34} = 1,55$, $p = ,227$	$F_{1,34} = 85,2$, $p \leq ,001$
Fase de Quadril Direito	$F_{2,34} = 2,74$, $p = ,079$	$F_{1,34} = 6,65$, $p = ,014$	$F_{1,34} = 8,88$, $p = ,005$	$F_{2,34} = 1,58$, $p = ,221$	$F_{2,34} = 0,66$, $p = ,523$	$F_{1,34} = 0,61$, $p = ,440$
Fora de fase	$F_{2,34} = 2,82$, $p = ,073$	$F_{1,34} = 74,8$, $p \leq 0,001$	$F_{1,34} = 48,4$, $p \leq 0,001$	$F_{2,34} = 1,15$, $p = ,327$	$F_{2,34} = 0,59$, $p = ,555$	$F_{1,34} = 106,2$, $p \leq 0,001$
Abdução/Adução						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 2,92$, $p = ,068$	$F_{1,34} = 7,5$, $p = ,010$	$F_{1,34} = 1,95$, $p = ,171$	$F_{2,34} = 0,43$, $p = ,656$	$F_{2,34} = 0,40$, $p = ,673$	$F_{1,34} = 2,90$, $p = ,097$
Em fase	$F_{2,34} = 1,63$, $p = ,211$	$F_{1,34} = 4,26$, $p = 0,047$	$F_{1,34} = 3,28$, $p = ,079$	$F_{2,34} = 0,19$, $p = ,823$	$F_{2,34} = 0,55$, $p = ,580$	$F_{1,34} = 7,54$, $p = ,010$
Fase de Quadril Direito	$F_{2,34} = 3,18$, $p = ,555$	$F_{1,34} = 78,1$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 0,95$, $p = ,337$	$F_{2,34} = 0,52$, $p = ,599$	$F_{2,34} = 1,38$, $p = ,266$	$F_{1,34} = 3,98$, $p = ,055$
Fora de fase	$F_{2,34} = 3,43$, $p = ,044$	$F_{1,34} = 17,4$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 6,53$, $p = ,015$	$F_{2,34} = 1,38$, $p = ,264$	$F_{2,34} = 0,68$, $p = ,514$	$F_{1,34} = 6,49$, $p = ,0016$

Tabela 13: Valores de F e p referentes aos efeitos principal (grupo, condição, passada) e de interação (grupo*condição, grupo*passada, passada*condição) das ANOVAs para o movimento relativo entre ombro direito e quadril esquerdo (flexão/extensão e abdução/adução).

Padrões de Coordenação	Grupo	Condição	Passada	Grupo x Condição	Grupo x Passada	Passada x Condição
Flexão/Extensão						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 2,86$, $p = 0,070$	$F_{1,34} = 14,99$, $p \leq ,001$	$F_{1,34} = 2,95$, $p = ,095$	$F_{2,34} = 2,91$, $p = 0,068$	$F_{2,34} = 2,15$, $p = ,132$	$F_{1,34} = 14,99$, $p \leq ,001$
Em fase	$F_{2,34} = 2,72$, $p = ,080$	$F_{1,34} = 3,28$, $p = ,079$	$F_{1,34} = 63,8$, $p \leq 0,001$	$F_{2,34} = 3,38$, $p = ,064$	$F_{2,34} = 1,08$, $p = ,351$	$F_{1,34} = 2,41$, $p = ,130$
Fase de Quadril Esquerdo	$F_{2,34} = 2,81$, $p = ,074$	$F_{1,34} = 14,88$, $p \leq 0,001$	$F_{1,34} = 5,05$, $p = ,031$	$F_{2,34} = 0,35$, $p = ,707$	$F_{2,34} = 2,88$, $p = ,070$	$F_{1,34} = ,05$, $p = ,823$
Fora de fase	$F_{2,34} = 0,83$, $p = ,443$	$F_{1,34} = 1,04$, $p = 0,315$	$F_{1,34} = ,004$, $p = ,948$	$F_{2,34} = 1,31$, $p = ,282$	$F_{2,34} = 1,49$, $p = ,239$	$F_{1,34} = 1,04$, $p = 0,315$
Abdução/Adução						
Fase de Ombro Direito	$F_{2,34} = 1,84$, $p = ,173$	$F_{1,34} = 5,87$, $p = ,021$	$F_{1,34} = 135$, $p \leq 0,001$	$F_{2,34} = 1,08$, $p = ,351$	$F_{2,34} = 0,27$, $p = ,762$	$F_{1,34} = 2,15$, $p = ,152$
Em fase	$F_{2,34} = 8,19$, $p = ,001$	$F_{1,34} = 0,05$, $p = ,817$	$F_{1,34} = 16,9$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 0,39$, $p = ,675$	$F_{2,34} = 1,92$, $p = ,163$	$F_{1,34} = 1,27$, $p = ,267$
Fase de Quadril Esquerdo	$F_{2,34} = 1,87$, $p = ,169$	$F_{1,34} = 11,8$, $p = ,002$	$F_{1,34} = 99,1$, $p \leq ,001$	$F_{2,34} = 5,89$, $p = ,058$	$F_{2,34} = 0,37$, $p = ,690$	$F_{1,34} = 7,80$, $p = ,009$
Fora de fase	$F_{2,34} = 5,42$, $p = ,009$	$F_{1,34} = 13,8$, $p = ,001$	$F_{1,34} = 5,58$, $p = ,024$	$F_{2,34} = 1,48$, $p = ,241$	$F_{2,34} = 0,30$, $p = ,739$	$F_{1,34} = 29,19$, $p \leq ,001$

6.1.1. Envelhecimento e histórico de quedas: efeito de grupo

Acoplamento entre ombro direito e esquerdo (abdução/adução): ambos os grupos de idosos (ID: 33% | IDQ: 34,7%) aumentaram a fase de ombro direito comparados com os adultos jovens (14,7%). Os idosos reduziram a fase de ombro esquerdo (ID: 20,5% | IDQ: 20,7%) quando comparados com adultos jovens (39,2%) ($p \leq 0,01$). Além disso, os idosos apresentaram um padrão mais fora de fase (ID: 21,6% | IDQ: 26,7%) e menos em fase (ID: 24,9% | IDQ: 35,9%) do que adultos jovens (14,2%) ($p \leq 0,01$).

Acoplamento entre ombro e quadril direito (abdução/adução): Idosos

caidores apresentaram um padrão mais fora de fase (22,9%) do que adultos jovens (17,8%) ($p=0,04$).

Acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo (abdução/adução): Idosos com histórico de quedas apresentaram um padrão menos fora de fase (18,5%) que adultos jovens (25,2%) ($p=0,009$). Idosos caidores e não-caidores (ID: 24,3% | IDQ: 26,5%) apresentaram um padrão mais em fase do que adultos jovens (17,9%) ($p=0,001$).

6.1.2. Envelhecimento e histórico de quedas alterou o padrão de coordenação na passada N: grupo x passada

Acoplamento entre ombro direito e esquerdo (flexão/extensão): Idosos caidores apresentaram maior porcentagem na fase de ombro direito do que adultos jovens apenas na passada N ($p\leq 0,001$). Ainda, caidores e não-caidores apresentaram maior fase de ombro direito na passada N em comparação com a passada N-1 ($p\leq 0,001$) (Figura 14A).

Acoplamento entre ombro e quadril direito (flexão/extensão): Idosos caidores e não-caidores aumentaram a fase de ombro direito na passada N em comparação com a passada N-1 ($p\leq 0,001$), entretanto este efeito não foi observado para os adultos jovens (Figura 14B).

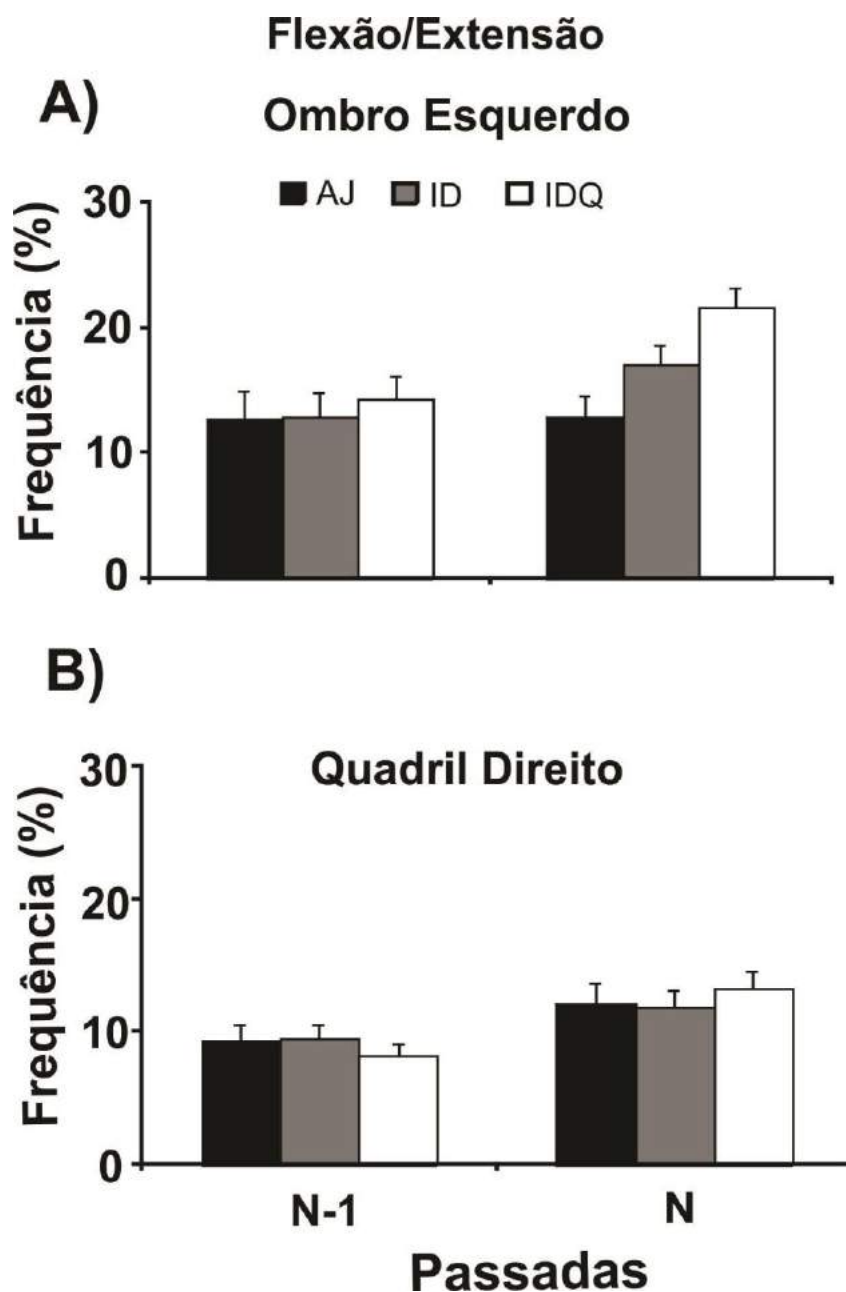


Figura 14: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a (A) fase de ombro esquerdo e (B) quadril direito para cada grupo (adultos jovens [AJ], idosos não-caidores [ID] e idosos caidores [IDQ]) nas passadas N-1 e N.

6.1.3. Envelhecimento e histórico de quedas mudou o padrão de coordenação entre as condições: grupo x condição

Acoplamento entre ombro direito e esquerdo (flexão/extensão): Idosos caidores apresentaram maior fase de ombro direito do que adultos jovens na

condição de preensão em comparação a marcha livre ($p \leq 0,001$) (Figura 15A).

Acoplamento entre ombro direito e esquerdo (abdução/adução): Idosos caídores e não caídores apresentaram maior fase de ombro direito do que adultos jovens nas duas condições experimentais (marcha livre e preensão) (Figura 15B). Idosos caídores e não-caídores apresentaram maior fase de ombro direito na tarefa de preensão manual em comparação com a marcha livre ($p \leq 0,001$) (Figura 15B). Idosos caídores e não-caídores reduziram a fase de ombro esquerdo em comparação com os adultos jovens na condição de preensão manual ($p \leq 0,001$) (Figura 15C). Idosos caídores reduziram a porcentagem do padrão de ombro esquerdo na tarefa de preensão em comparação com a marcha livre ($p \leq 0,001$) (Figura 15C). Todos os grupos apresentaram um padrão menos em fase para a tarefa de preensão do que a marcha livre ($p \leq 0,001$) (Figura 15D). Os grupos caídores e não-caídores apresentaram um padrão mais fora de fase e menos em fase do que adultos jovens na marcha livre ($p \leq 0,001$) (Figura 15D,E).

ANOVA não revelou efeito de interação entre passada e condição para os acoplamentos ombro-quadril direito e ombro direito-quadril esquerdo para os movimentos de flexão/extensão e abdução/adução.

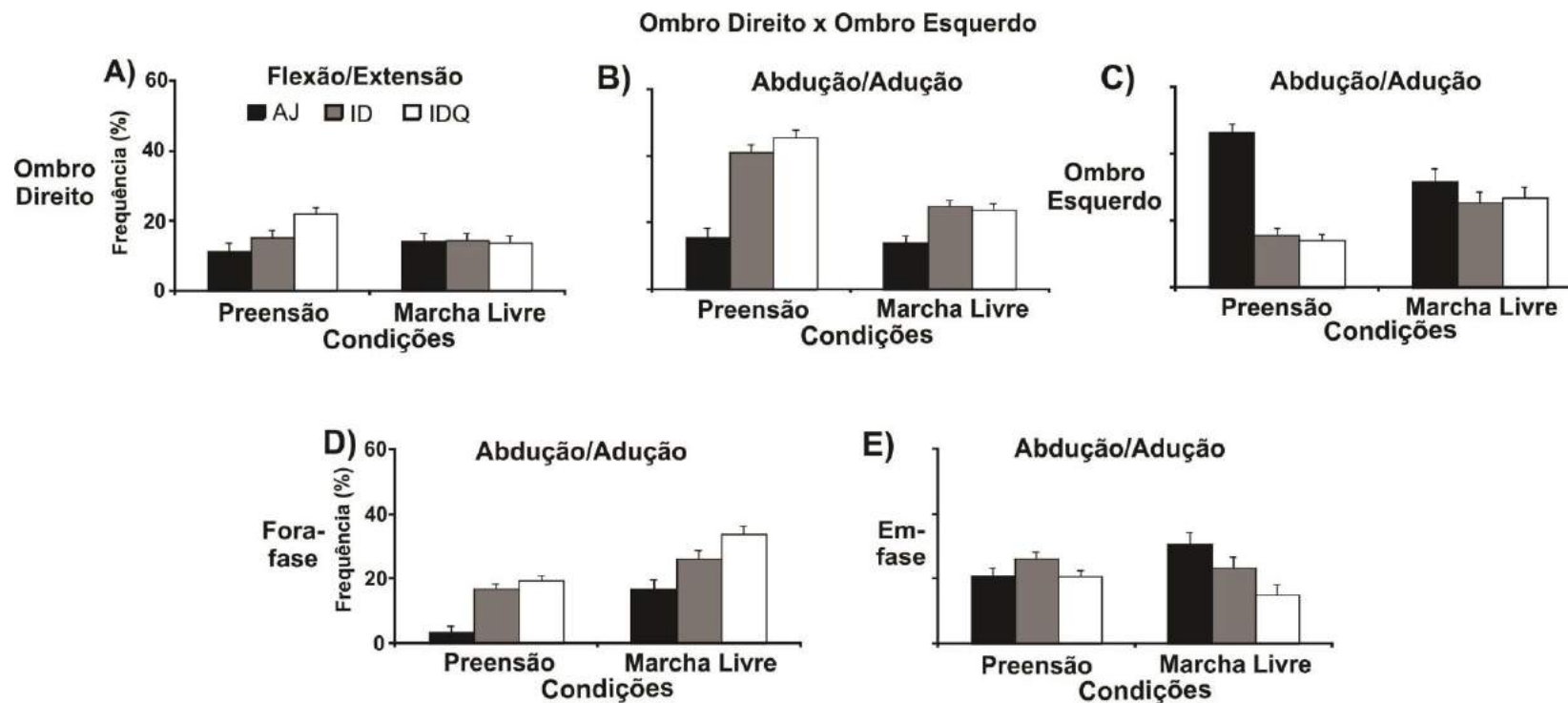


Figura 15: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a fase de ombro direito (A e B), ombro esquerdo (C), fora de fase (D) e em fase (E) para cada grupo (adultos jovens [AJ], idosos não-caidores [ID] e idosos caidores [IDQ]) nas condições de preensão e marcha livre.

6.1.4. A adição da tarefa de preensão mudou o padrão de coordenação na passada N: passada x condição

Acoplamento entre ombro direito e esquerdo (flexão/extensão): A fase de ombro direito foi maior na passada N em comparação com a passada N-1 na condição de preensão ($p \leq 0,001$) (Figura 16). Um padrão mais em fase e menos fora de fase foi observado na condição de preensão em comparação com a marcha livre nas passadas N-1 e N ($p \leq 0,001$) (Figure 16). Além disso, o padrão fora de fase diminuiu e em fase aumentou ainda mais da passada N-1 para a N apenas na condição de preensão ($p \leq 0,001$) (Figura 16).

Acoplamento entre ombro e quadril direito (flexão/extensão): Os participantes reduziram a fase de ombro direito para a condição de preensão em comparação com a marcha livre na passada N-1 ($p \leq 0,001$) (Figura 16). Ainda, a fase de ombro direito aumentou na passada N em comparação com a passada N-1 na condição de preensão ($p \leq 0,001$) (Figura 16). Entretanto, um padrão mais em fase foi encontrado na passada N em comparação com a passada N-1 ($p \leq 0,001$) (Figura 16). Testes *post-hoc* mostraram um padrão mais em fase e menos fora de fase na tarefa de preensão do que na marcha livre para as passadas N-1 e N ($p \leq 0,001$) (Figura 16). Além disso, um padrão mais fora de fase e menos em fase foi identificado na passada N-1 do que na passada N na tarefa de preensão ($p \leq 0,001$) (Figura 16).

Acoplamento entre ombro e quadril esquerdo (flexão/extensão): Os participantes apresentaram maior fase de ombro direito na tarefa de preensão em comparação com a marcha livre na passada N ($p \leq 0,001$) (Figura 16).

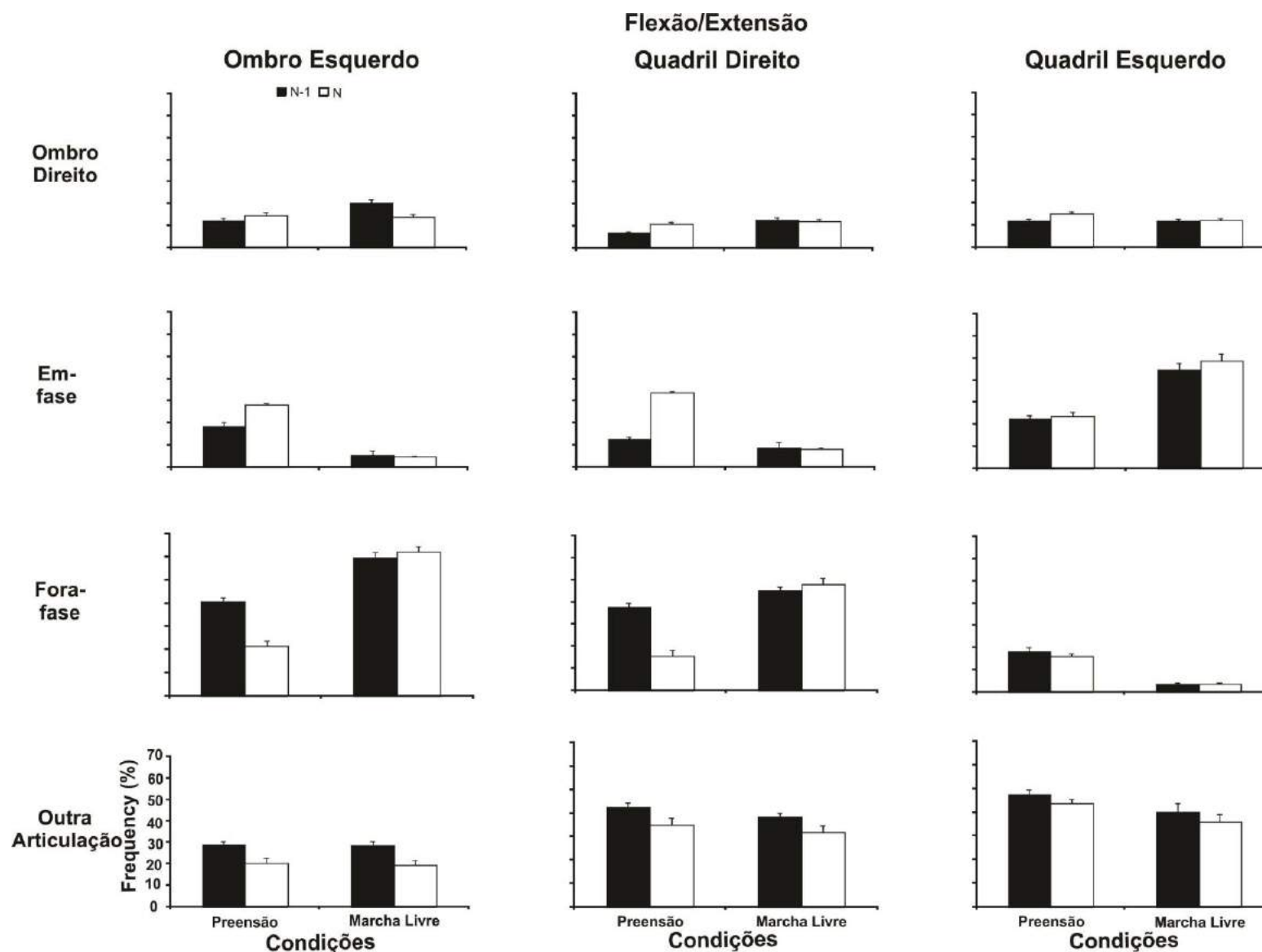


Figura 16: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para a fase de ombro e quadril direito e esquerdo, em fase e fora de fase para as passadas N-1 e N nas condições de preensão e marcha livre.

Acoplamento entre ombro e quadril direito (abdução/adução): Um padrão menos em fase foi observado na tarefa de preensão em comparação com a marcha livre na passada N-1 ($p \leq 0,001$) (Figura 17A). Entretanto, um padrão mais fora de fase foi observado na tarefa de pegar o objeto em comparação com a marcha livre na passada N-1 ($p \leq 0,001$) (Figura 17B). Ainda, na tarefa de preensão, um padrão mais fora de fase foi observado na passada N-1 que na passada N ($p \leq 0,001$) (Figura 17B).

Acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo (abdução/adução): a fase de quadril esquerdo aumentou na passada N quando comparada com a passada N-1 na condição de preensão ($p \leq 0,001$) (Figura 17C). Ainda, os participantes apresentaram um padrão menos fora de fase na condição de preensão do que na marcha livre na passada N-1 ($p \leq 0,001$) (Figura 17D).

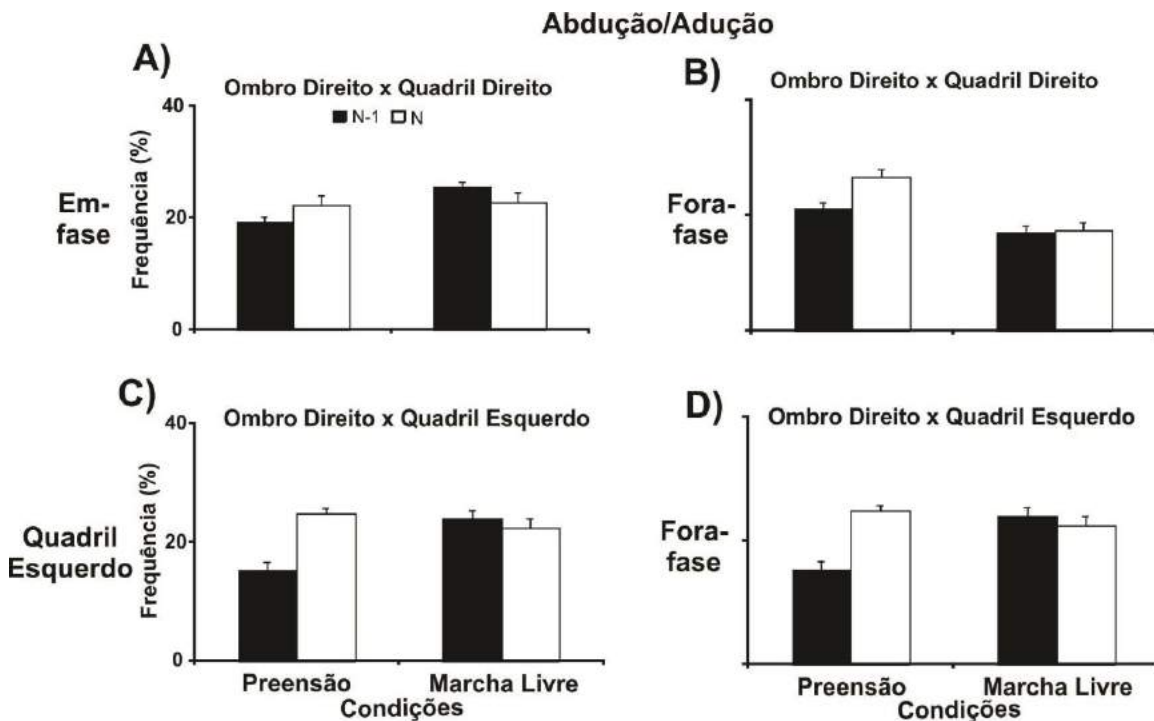


Figura 17: Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) para padrões em fase (A), fora de fase (B), quadril esquerdo (C), fora de fase (D) para as passadas N-1 e N nas condições de preensão e marcha livre.

6.1.5. Idosos caidores preferiram a fase de duplo suporte para pegar o objeto: análise qualitativa

A análise de qui-quadrado mostrou diferença entre idosos caidores e não-caidores nas estratégias locomotoras ($p \leq 0,001$). Idosos caidores apresentaram maior frequência no duplo suporte do que idosos não caidores na tarefa de preensão (Tabela 14). Para o suporte simples, ambos os grupos (caidores e não-caidores) apresentaram um padrão mais ipsilateral do que contralateral ($p \leq 0,001$) (Tabela 14). Estas diferenças ocorreram independentemente do índice de dificuldade da tarefa manual.

Tabela 14: Frequência de ocorrência (%) para cada tipo de suporte para os idosos caidores e não-caidores.

Grupos	Tipo de Suporte		
	Suporte Simples Ipsilateral (%)	Suporte Simples Contralateral (%)	Duplo Suporte (%)
Idosos caidores	29,1	7,5	63,4
Idosos não-caidores	43,2	32,3	24,5

6.2. Discussão

O padrão de coordenação entre membros foi investigado em adultos jovens e em idosos com e sem histórico de quedas na marcha combinada com o movimento de preensão em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. Em resumo, o padrão de coordenação foi modificado quando a marcha foi combinada com o movimento de preensão. As mudanças foram mais evidenciadas na passada N do que na passada N-1, especialmente para os movimentos de flexão/extensão. Entretanto, estas mudanças não foram afetadas pelo nível de dificuldade da tarefa manual. Além disso, o processo de envelhecimento e o histórico de quedas afetou o padrão de coordenação. Esta discussão está organizada de acordo com as principais questões de pesquisa desse estudo.

6.2.1. Quais são as mudanças na coordenação entre membros (ombro direito-ombro esquerdo, ombro direito-quadril direito e ombro direito-quadril esquerdo) na marcha combinada com o movimento de preensão em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual?

Os padrões de coordenação entre membros para os movimentos de flexão/extensão e adução/abdução foram modificados quando o movimento de preensão foi adicionado na marcha. Para os movimentos de flexão e extensão, um padrão mais em fase e menos fora de fase foi identificado na condição de preensão do que na marcha livre, quando o ombro direito foi analisado em relação ao ombro esquerdo e ao quadril direito. Assim, a adição de uma tarefa discreta interrompeu o padrão normal dos movimentos dos braços para acomodar a tarefa manual e estas mudanças iniciaram uma passada antes do contato com o objeto. Estes resultados confirmaram e expandiram os achados de Cockell, Carnahan e McFadyen (1995) e Rinaldi e Moraes (2015). Desta forma, o padrão típico de movimento fora de fase dos braços mudam para um comportamento paralelo ou em fase. Além disso, estes resultados mostraram um aumento na fase de ombro direito na tarefa de pegar o objeto. Como o objeto foi posicionado ao lado dos participantes, conseqüentemente, requer um maior envolvimento do ombro direito para pegar o objeto com sucesso. Estas modificações foram distribuídas durante a fase de aproximação como discutido abaixo.

Para os movimentos de abdução e adução, quando o ombro direito foi analisado em relação ao quadril direito, foi observado um padrão menos em fase. Além disso, os resultados mostraram um padrão menos fora de fase no acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo e um padrão mais fora de fase no acoplamento entre ombro e quadril direito. Estas mudanças observadas na coordenação entre membros superiores e inferiores podem ser explicadas pelas demandas da tarefa manual. Estes resultados estão relacionados com a estabilidade, pois a abdução do ombro direito, necessária para movimentar o braço em direção ao objeto, pode ter sido compensada pela adução do quadril

direito. Da mesma forma, esta adução do quadril direito poderia ser facilitada pela abdução do quadril esquerdo, reduzindo o padrão fora de fase no acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo.

Em relação ao nível de dificuldade da tarefa manual, o padrão de coordenação entre membros não mudou em função dos diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. A adição do movimento de preensão na marcha modificou o padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores igualmente para os diferentes níveis de dificuldade da tarefa manual. Com base nestes resultados, pode-se afirmar que as mudanças no padrão de coordenação são mais gerais e não específicas à detalhes da tarefa manual. Entretanto, Rinaldi e Moraes (2015) encontraram que os participantes reduziram o pico de velocidade do punho, pico de abertura entre os dedos e aumentaram o tempo de movimento e o instante do pico de abertura entre os dedos nas tarefas manuais mais difíceis. Assim, parece que o nível de dificuldade da tarefa manual afeta o movimento de alcançar e pegar o objeto de um modo mais específico, pois o padrão de movimento adotado pelos participantes foi suscetível ao nível de dificuldade da tarefa manual. Desta forma, as mudanças no padrão de coordenação são realizadas para favorecer o transporte da mão em direção ao objeto e os aspectos mais específicos do movimento de alcançar e pegar o objeto são ajustados em função do nível de dificuldade da tarefa manual.

6.2.2. Existe alguma mudança no padrão de coordenação durante a fase de aproximação em função da adição do movimento de preensão?

As diferenças no padrão de coordenação entre as passadas N-1 e N foram observadas na condição de preensão. As mudanças foram mais evidenciadas na passada N em comparação com a passada N-1, especialmente para os movimentos de flexão e extensão. Desta forma, os participantes realizaram ajustes no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores durante a fase de aproximação. Em relação ao movimento de uma articulação, os participantes aumentaram a fase de ombro direito na passada N comparada com a passada N-1 para os acoplamentos ombro direito-ombro

esquerdo e ombro direito-quadril direito. Assim, a adição do movimento de ombro direito em direção ao objeto requer uma maior contribuição da fase de ombro direito no momento de pegar o objeto, que sugere um movimento isolado do ombro direito sobreposto ao movimento natural do ombro direito na marcha. Além disso, o padrão em fase aumentou na passada N quando comparado com a passada N-1 para o acoplamento de ombro direito-ombro esquerdo e ombro direito-quadril direito. Entretanto, o padrão fora de fase diminuiu para o acoplamento entre ombro direito-ombro esquerdo e aumentou para o acoplamento entre ombro direito-quadril direito na passada N-1 comparada com a passada N. Desta forma, em ambas as passadas N-1 e N, os participantes apresentaram um padrão adaptado de coordenação, que foi diferente de um típico padrão fora de fase observado durante a marcha (HINRICHS; CAVANAGH; WILLIAMS, 1987). Da mesma forma, Rinaldi e Moraes (2015) encontraram modificações no padrão locomotor nos passos N e N-1 durante a tarefa combinada de marcha com o movimento de preensão, como por exemplo, redução no comprimento e velocidade do passo e aumento na duração do passo e na margem de estabilidade dinâmica. Com base nestes resultados, os autores concluíram que os participantes realizam os ajustes locomotores necessários para realizar o movimento de preensão com sucesso sem desafiar a estabilidade corporal durante a fase de aproximação. Os resultados de Rinaldi e Moraes (2015) podem ser explicados como uma adaptação no padrão locomotor para acomodar as mudanças na coordenação motora entre membros superiores e inferiores.

6.2.3. Quais são as modificações na coordenação entre membros em função do processo de envelhecimento na marcha combinada com o movimento de preensão?

Os resultados apontaram um padrão menos em fase, mais fora de fase e maior fase de ombro direito para o acoplamento ombro direito-ombro esquerdo para os idosos (caidores e não caidores) quando comparados com adultos jovens na marcha livre para os movimentos de abdução e adução. O

envelhecimento provoca mudanças na coordenação entre membros superiores na marcha livre (BYRNE et al., 2002). Esta mudança na coordenação entre braços pode ser explicada como uma compensação do movimento reduzido dos segmentos que pode induzir a instabilidade no tronco (MELZER; BENJUJA; KAPLANSKI, 2003; VAN EMMERIK et al., 2005). Os movimentos do tronco e dos braços se relacionam em função das conexões físicas e o tronco é um segmento essencial para comandar o movimento do braço na marcha (NAKAKUBO et al., 2014; PONTZER et al., 2009). A partir deste relacionamento entre tronco e movimentos dos braços, os idosos apresentaram um aumento no padrão fora de fase entre braços para corrigir a instabilidade do tronco. Assim, o movimento fora de fase entre os braços na marcha auxilia na estabilização do corpo em função da regulação do momento angular do tronco, que resulta em um deslocamento reduzido do centro de massa (ORTEGA; FEHLMAN; FARLEY, 2008). Nakakuko et al. (2014) investigaram mudanças no padrão locomotor em idosos quando o movimento do braço foi modificado. Estes autores encontraram que os idosos andaram mais rápido quando o movimento do braço foi enfatizado do que em outras condições (sem movimento do braço e movimento natural dos braços). Estes autores concluíram que na condição em que o movimento do braço foi enfatizado na marcha, a velocidade do passo e estabilidade do tronco aumentaram. Desta forma, o envelhecimento não apenas influencia as variáveis espaço-temporais (comprimento, velocidade e duração da passada) (OWINGS; GRABINER, 2003) como também a coordenação entre braços na marcha.

Com a adição do movimento de preensão, foi verificado que os idosos apresentaram maior fase de ombro direito e menor fase de ombro esquerdo que adultos jovens apenas para os movimentos de abdução e adução. Desta forma, os idosos priorizam o movimento do ombro direito para pegar o objeto e congelam o movimento de outras articulações não envolvidas na tarefa de pegar um objeto. Além disso, as diferenças entre idosos e adultos jovens foram apenas evidenciadas no acoplamento de ombro direito-ombro esquerdo nos movimentos de abdução e adução. Assim, a adição do movimento de preensão influenciou a coordenação de idosos apenas no plano frontal, que é o plano normalmente

mais instável nessa população (COSTA et al., submetido).

6.2.4. O histórico de quedas modifica o padrão de coordenação entre membros na marcha combinada com o movimento de preensão?

Quando a marcha foi combinada com o movimento de preensão, o histórico de quedas modificou alguns aspectos do padrão de coordenação. A análise qualitativa mostrou que a incidência da estratégia do duplo suporte foi maior nos idosos caídores quando comparados com os idosos não caídores. Assim, os idosos caídores necessitam aumentar a base de suporte para garantir a estabilidade corporal no desempenho da tarefa manual. A preferência do duplo suporte e o aumento da fase de ombro direito reforça o argumento de que os idosos caídores desacoplam o movimento de preensão da marcha como discutido no Estudo 2. Além disso, idosos com histórico de quedas priorizaram o movimento de uma articulação (fase de ombro direito), para executar a tarefa manual com maior exatidão.

O histórico de quedas modificou o movimento relativo entre braços e pernas (movimentos de abdução e adução) em função da adição do movimento de preensão. Os idosos caídores apresentaram um padrão mais fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril direito e um padrão menos fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo comparados com os adultos jovens. Estas modificações são complementares, pois os membros inferiores apresentam movimentos opostos na marcha. Este aumento no padrão fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril direito sugere uma necessidade de movimentar o membro superior em direção ao objeto mais cedo nos idosos caídores.

6.2.5. Modelo teórico proposto para explicar as mudanças no padrão de coordenação na marcha combinada com o movimento de preensão

O padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores foi modificado nas passadas N-1 e N quando a marcha foi combinada com o movimento de preensão. Neste contexto, baseado nos estudos que adotaram

modelos de tarefas sobrepostas (CHIOVETTO; GIESE, 2013; IVANENKO et al., 2005; RINALDI; MORAES, 2015) o modelo teórico proposto no Capítulo 1 foi expandido. Alguns estudos sugerem que os movimentos de alcançar e de andar compartilham alguns dos mesmos mecanismos neurais de controle (CHIOVETTO; GIESE, 2013; GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989). Os resultados do presente estudo suportam esta hipótese de que a marcha e o movimento de preensão são integrados em uma mesma estratégia motora de controle, assim ambas as tarefas mutuamente interagem e o padrão de coordenação é modificado para acomodar a execução desta tarefa combinada. A regulação neural rítmica dos braços e pernas é controlada por geradores centrais de padrão (GCP) (DIETZ, 2002). Estas estruturas são modificadas por comandos corticais e supraespinhais (CHIOVETTO; GIESE, 2013). Assim, tem sido sugerido que nos estudos com modelo animal, as estruturas supraespinhais são essenciais para adaptar o padrão locomotor em função das metas da tarefa (DREW; MARIGOLD, 2015). Recentemente, Drew e Marigold (2015) mostraram uma importante contribuição do córtex parietal posterior e do córtex motor para o controle da locomoção em terrenos irregulares. Estas áreas também estão envolvidas no controle do alcançar e do pegar (JEANNEROD, 1994). Além disso, as vias neuronais disponíveis para transmitir os comandos para o sistema reticuloespinal no alcançar são as mesmas disponíveis para transmitir comandos para a locomoção (DYSON; MIRON; DREW, 2014). Assim, quando o movimento de alcançar e a marcha são realizados juntos, algumas áreas supraespinhais modulam o acoplamento entre braço e perna por meio das projeções aos GCPs localizados no nível medular. Consequentemente, os padrões de coordenação são modificados. Finalmente, Chiovetto e Giese (2013) sugeriram que durante a execução da tarefa de alcançar na marcha, um comando voluntário é enviado das regiões corticais para a medula espinal por meio de vias descendentes. Este comando carrega uma ação inibitória da atividade rítmica fornecida pelos GCPs dos braços e pernas enquanto que outros comandos motores são ativados para controlar o movimento do braço. Os resultados do presente estudo mostraram uma mudança no padrão de

coordenação entre braços e pernas quando o movimento de pegar o objeto foi adicionado na marcha. Os GCPs são responsáveis pela coordenação entre braços e pernas (DIETZ, 2011) e quando uma tarefa voluntária é adicionada na marcha, ela provoca uma ação inibitória na atividade rítmica dos GCPs como sugerido por Chiovetto and Giese (2013).

Dentro deste contexto, MacLellan et al (2013) investigaram como a assimetria na marcha afeta os movimentos de braços. Estes autores avaliaram a coordenação entre membros por meio da amplitude dos movimentos e correlacionaram os movimentos de braços e pernas. Os resultados mostraram que enquanto a amplitude do membro inferior direito aumentou e do membro inferior esquerdo diminuiu, a amplitude do membro superior também aumentou. Quando a velocidade da esteira rolante foi aumentada, os membros superiores e inferiores ipsilaterais tornaram-se mais fora de fora. O movimento do membro inferior parece ser dirigido pelo movimento do membro superior. Com base nestes achados, MacLellan et al (2013) concluíram que estas mudanças na coordenação motora ocorreram em função de mecanismos neurais, sendo que os GCPs dos membros inferiores e superiores regulam o movimento de todo o corpo. Neste contexto, os resultados do presente estudo e do McLellan et al (2013) mostram uma adaptação na coordenação motora entre membros superiores e inferiores imposta por uma restrição na marcha, como por exemplo, aumento na velocidade da marcha ou pela adição de uma tarefa voluntária (pegar um objeto). Estas mudanças na coordenação motora sugerem um padrão locomotor para regular o momento entre os membros imposto pela restrição nos membros superiores e inferiores.

Além disso, o processo de envelhecimento provocou mudanças nos mecanismos neurais envolvidos em ambas as tarefas. Tem sido sugerido que os idosos apresentaram uma redução na atividade neural em um paradigma de dupla tarefa (BEURSKENS et al., 2014). Além disso, alguns estudos têm mostrado que os idosos com histórico de quedas apresentam um comprometimento na habilidade de dividir ou desviar a atenção em um paradigma de tarefa dupla (SPRINGER et al., 2006). Assim, o controle da tarefa

combinada (marcha e preensão) pelas estruturas supraespinhais devem estar sobrecarregadas nos idosos, em função da redução na atividade neural durante o desempenho de dupla tarefa como mostrado por Beurskens et al. (2014). Consequentemente, a atividade rítmica fornecida pelos GCPs é interrompida e este fato torna-se evidente com o desacoplamento entre marcha e movimento de preensão exibido pelos idosos com histórico de quedas.

6.3. Conclusão

Com base nestes resultados, a análise de movimento relativo identificou mudanças no padrão de coordenação na marcha combinada com o movimento de preensão. Para os movimentos de flexão e extensão, um padrão mais em fase e menos fora de fase foi identificado na condição de preensão comparada com a marcha livre quando o ombro direito foi analisado em relação ao ombro esquerdo e quadril direito. Para os movimentos de abdução e adução, quando o movimento de ombro direito foi analisado em relação ao ombro esquerdo e quadril direito, foi observado um padrão menos em fase. Além disso, um padrão menos fora de fase foi observado para os acoplamentos entre ombro direito-ombro esquerdo e ombro direito-quadril esquerdo. Assim, a adição de uma tarefa discreta modificou o movimento natural dos braços para acomodar a tarefa manual e estas mudanças iniciaram uma passada antes do contato com o objeto. Estas mudanças no padrão de coordenação não foram afetadas pelo nível de dificuldade da tarefa em adultos jovens e em idosos caídores e não-caídores. Estes resultados sugerem que as mudanças na coordenação são mais gerais enquanto que as mudanças específicas no movimento do membro superior são necessárias para acomodar as diferentes demandas da tarefa manual. Idosos com histórico de quedas apresentaram um padrão diferente de coordenação quando comparados com os adultos jovens, como por exemplo, um padrão mais fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril direito e um padrão menos fora de fase para o acoplamento entre ombro direito e quadril esquerdo na marcha combinada com o movimento de preensão. Além

disso, idosos com histórico de quedas desacoplaram o movimento de preensão da marcha.

7. SÍNTESE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES

O objetivo geral desta tese foi investigar o desempenho motor de adultos jovens e de idosos (com e sem histórico de quedas) na tarefa combinada de andar e pegar um objeto. Desta forma, no Capítulo 1, um modelo teórico foi proposto com a hipótese básica de que o componente de alcançar do movimento de preensão é sobreposto ao movimento da marcha (IVANENKO et al., 2005). Esta hipótese foi estruturada com base nos estudos que mostraram que a locomoção e o movimento de alcançar compartilham redes neurais similares (GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989). Georgopoulos e Grillner (1989) propuseram que os movimentos do membro superior evoluíram do posicionamento acurado do pé envolvido na locomoção quadrúpede, sugerindo que o controle de alcançar é integrado aos circuitos neuronais pré-existentes, especialmente para aqueles localizados no nível cervical. Durante a marcha, o controle rítmico dos membros superiores e inferiores é mediado pelas projeções longas dos neurônios proprioespinais conectando os geradores centrais de padrão da região cervical e torácico-lombar da coluna espinhal (DIETZ, 2002, 2011). Em contraste, o movimento voluntário do membro superior em direção ao objeto é mediado pela excitação cortical dos neurônios motores localizados no nível cervical (GEORGOPOULOS; GRILLNER, 1989). Desta forma, o movimento do braço durante a locomoção e o transporte da mão em direção ao objeto são controlados pelo mesmo circuito neuronal como sugerido por Georgopoulos e Grillner (1989).

Os resultados desta tese confirmam que o movimento de preensão foi sobreposto a marcha, pois o movimento de alcançar e o padrão locomotor foram mutuamente modificados para realizar a tarefa manual com sucesso, como por exemplo, aumento na duração do passo, na margem de estabilidade dinâmica, no tempo de movimento do punho e redução na velocidade do passo e no pico de velocidade do punho. Estas alterações foram observadas nos adultos jovens, idosos com e sem histórico de quedas, entretanto, os idosos caidores apresentaram um comportamento diferente dos adultos e idosos sem histórico de quedas, pois eles desacoplaram o movimento de preensão da marcha. Os

resultados do presente estudo suportam os achados de Chiovetto e Giese (2013). Estes autores também verificaram uma modificação no padrão locomotor em consequência do movimento do braço, como também uma modulação do movimento do braço. Os resultados deste estudo podem ser explicados com base em um modelo teórico sugerido por Chiovetto e Giese (2013), onde a ativação cortical do núcleo motor cervical pode ser responsável pelo movimento de alcançar sobreposto no sistema proprioespinhal. Assim, este sistema controlaria os movimentos de membros superiores e inferiores na marcha. Por outro lado, os resultados do presente estudo contradizem o modelo proposto por Carnahan et al. (1996), que sugeriram um modelo hierárquico de controle, onde a marcha não seria modificada para garantir a estabilidade necessária e o movimento de alcançar é que seria ajustado para dar conta das demandas da tarefa. Além disso, a coordenação entre membros superiores e inferiores foi modificada na condição com o movimento de preensão em comparação com a marcha livre. Desta forma, em função da adição do movimento de preensão, as áreas supraespinhais podem ter modulado o relacionamento entre membros superiores e inferiores por meio das projeções aos geradores centrais de padrão localizados em nível medular, como sugerido por Dietz (2011). Desta forma, as mudanças no padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores podem ser explicadas por uma ação inibitória, provocada pelo movimento do braço em direção ao objeto, no controle rítmico dos geradores centrais de padrão.

Outro aspecto importante a ser ressaltado é que as alterações na marcha e no movimento de alcançar e pegar foram mais evidenciados nas condições manuais mais difíceis. Nessas condições, os participantes adotaram estratégias conservadoras para ambos os movimentos. Entretanto, o padrão de coordenação não foi modificado em função do nível de dificuldade da tarefa manual. Com base nestes resultados, parece que os geradores centrais de padrão responsáveis pela coordenação entre membros superiores e inferiores (DIETZ, 2011) não foram modificados em função do nível de dificuldade da tarefa manual, como sugerido por Chiovetto e Giese (2013). Recentemente,

Drew e Marigold (2015) sugeriram que o córtex parietal e motor exercem um papel fundamental no controle da locomoção. Estes autores concluíram que o córtex parietal posterior contribui no planejamento da locomoção e o córtex motor contribui para as modificações na locomoção em função das perturbações ambientais. Estes resultados contribuem para explicar os ajustes locomotores adotados pelos participantes antes da realização do movimento de preensão. Estas adaptações necessitam ser integradas apropriadamente ao padrão de ativação muscular subjacente para evitar mudanças abruptas na marcha, o que poderia afetar a estabilidade corporal. Assim, os córtices parietal e motor devem exercer um papel importante no controle e na correção do movimento de andar. Este controle ocorre de forma paralela à ativação do circuito cervical para a realização do movimento de alcançar.

Dentro deste contexto, os resultados do presente estudo também mostraram alterações no movimento de pegar o objeto quando combinado com a marcha. Houve, por exemplo, redução no pico de velocidade de abertura entre os dedos. De acordo com Castiello e Pierno (2009), os circuitos corticais envolvidos no controle de alcançar e pegar um objeto são relativamente independentes. Assim, o padrão de abertura entre os dedos é controlado pela musculatura distal e o movimento de alcançar é controlado pela musculatura proximal. Com base neste pressuposto, a hipótese inicial deste trabalho era que a circuitaria neural envolvida com a tarefa de pegar um objeto fosse independente do controle locomotor. Entretanto, os resultados deste estudo contrariaram esta hipótese inicial, pois o padrão de movimento dos dedos foi modificado quando a marcha foi adicionada. Embora no Capítulo 1, tenha sido sugerido que o movimento de alcançar e de pegar o objeto são independentes (JEANNEROD, 1996), parece que o controle do movimento dos dedos compartilham áreas de controle com os movimentos de alcançar e andar. Recentemente, Janssen e Scherberger (2015) verificaram que várias áreas no córtex parietal trabalham juntas para controlar o movimento da mão em direção ao objeto, como também o ajuste dos movimentos dos dedos em função das demandas da tarefa. Assim, parece que os movimentos de alcançar e de pegar

o objeto compartilham algumas redes neurais para atingir o objetivo da tarefa. Desta forma, os resultados do presente estudo mostraram que ambos os componentes do movimento de preensão (alcançar e pegar o objeto) foram modificados pela marcha. Estes resultados suportam alterações no modelo teórico proposto no Capítulo 1. Desta forma, com base nestes resultados, é sugerido que os comandos comuns provenientes das estruturas corticais para controlar os movimentos de alcançar e pegar são sobrepostos ao circuito neuronal espinhal.

Em relação ao processo de envelhecimento, ele também modifica o andar e a preensão quando combinados em função do nível de dificuldade da tarefa manual. Os idosos com histórico de quedas apresentaram um pior desempenho motor que os idosos sem histórico de quedas em todas as condições, inclusive na marcha livre. Estas alterações indicam que os idosos caidores apresentam uma lentidão generalizada nos movimentos. Quando a complexidade da tarefa é aumentada, os idosos caidores apresentam dificuldades em dividir a atenção entre duas tarefas combinadas em função dos déficits neuromusculares. Além disso, quando a marcha foi combinada com o movimento de preensão, os idosos caidores quase pararam para pegar o objeto, diferente dos idosos não caidores e adultos jovens. Estes resultados sugerem que os idosos caidores desacoplam as tarefas de marcha e preensão, o que representa uma perda da automaticidade para realizar uma tarefa motora sobreposta à outra. Os idosos apresentam uma redução na atividade neural durante o desempenho de dupla tarefa, como sugerido por Beurskens et al. (2014). Consequentemente o controle das estruturas supraespinhais fica afetado e os idosos caidores dividem a tarefa combinada em duas fases: fase preparatória para ganhar estabilidade e execução da tarefa manual. Assim, o desacoplamento fica evidente, pois a atividade rítmica dos GCPs é interrompida.

Finalmente, com base nestes resultados, pode-se concluir que o movimento de preensão foi sobreposto à marcha, embora as adaptações no comportamento motor tenham sido globais, pois ambos padrões motores (marcha e preensão) foram modificados para realizar a tarefa com sucesso em

função dos diferentes níveis de dificuldade. A organização do membro superior na marcha pode ser modificada para acomodar a tarefa de preensão. O padrão de coordenação entre membros superiores e inferiores foi modificado quando o movimento de preensão foi adicionado. Entretanto, estas modificações não ocorreram em função do nível de dificuldade da tarefa manual. Além disso, os idosos também apresentaram modificações na marcha e no movimento de preensão, quando estas duas tarefas foram combinadas em função do nível de dificuldade da tarefa manual. Estas modificações foram mais acentuadas para os idosos caídores, que apresentaram uma estratégia conservadora no controle locomotor. Ainda, o histórico de quedas também afetou o movimento de preensão. A marcha combinada com o movimento de preensão permitiu identificar mudanças nas estratégias de controle motor em idosos caídores. Os idosos caídores também desacoplaram a tarefa combinada quando comparados com os idosos não caídores, pois eles precisaram aumentar a estabilidade corporal para realizar a tarefa manual com sucesso. A partir destes resultados, uma atualização do modelo teórico foi proposta para o controle combinado da marcha com o movimento de preensão. Neste modelo adaptado, a interferência da marcha no movimento de pegar o objeto foi incorporada. Dessa forma, a marcha e os dois componentes do movimento de preensão (fase de alcançar e fase de pegar o objeto) parecem compartilhar os mesmos mecanismos neurais.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABERG, A.C.; FRYKBERG, G.E.; HALVORSEN, K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. **Gait & Posture**, v.31, p. 438-443, 2010.

ANSUINI, C.; GIOSA, L.; TURELLA, L.; ALTOÈ, G.; CASTIELLO, U. An object for an action, the same object for other actions: effects on hand shaping. **Experimental Brain Research**, v.185, p.111-119, 2008.

AUVINET, B.; BERRUT, G.; TOUZARD, C.; MOUTEL, L.; COLLET, C.; CHALEIL, D.; BARREY, E. Abnormalities in elderly fallers. **Aging and Physical Activity**, v.11, p.40-52, 2003.

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.

BARAK, Y.; WAGENNAR, R.C.; HOLT, K.G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical Therapy**, v.86, n.11, p.1501-1510, 2006.

BARDIN, M.G.; DOURADO, V.Z. Association between the occurrence of falls and the performance on the incremental shuttle walk test in elderly women. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.16, n.4, p. 275-280, 2012.

BASSOLINO, M.; BOVE, M.; JACONO, M.; FADIGA, L.; POZZO, T. Functional effect of short-term immobilization: Kinematic changes and recovery on reaching-to-grasp. **Neuroscience**, v.215, p.127-134, 2012.

BATSCHELET, E. **Circular Statistics in Biology**. London: Academic Press, 1981. 371 p.

BEAUCHET, O.; ANNWEILER, C.; DUBOST, V.; ALLALI, G.; KRESSIG, R.W.; BRIDENBAUGH, S.; BERRUT, G.; ASSAL, F.; HERRMANN, F.R. Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? **European Journal of Neurology**, v.16, p. 786–795, 2009.

BENNIS, N.; ROBY-BRAMI. Coupling between reaching movement direction and hand orientation for grasping. **Brain Research**, v.952, p.257-267, 2002.

BERG, W.P.; ALESSIO, H.M.; MILLS, E.M.; TONG, C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing**, v.26, p.261-268, 1997.

BEURSKENS, R.; HELMICH, I.; REIN, R.; BOCK, O. Age-related changes in prefrontal activity during walking in dual-task situations: A fNIRS study. **International Journal of Psychophysiology**, v.92, n.3, p. 122-128, 2014.

BIEGSTRAATEN, M.; SMEETS, J.B.J.; BRENNER, E. The influence of obstacles on the speed of grasping. **Experimental Brain Research**, v.149, p.530-534, 2003.

BONGERS, R.M.; ZAAL, F.T.J.M.; JEANNEROD, M. Hand aperture patterns in prehension. **Human Movement Science**, v.31, n.3, p.487-501, 2012.

BRUCKI, S. M. D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P. H. F.; OKAMOTO, I. H. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v.61, n.3B, p.777-781, 2003.

□

BRUIJIN, S.M.; MEIJER, O.G.; VAN DIEEN, J.H.; KINGMA, I.; LAMOTH, C.J.C. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organization of total body angular momentum. **Gait & Posture**, v.27, n.3, p.455-462, 2008.

BRUIJIN, S.M.; VAN DIEEN, J.H.; MEYER, O.G.; BEEK, P.J. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. **Journal of Neuroscience Methods**, v.178, p.327-333, 2009.

BYRNE, J.E.; STERGIOU, N.; BLANKE, D.; HOUSER, J.J.; KURZ, M.J.; HAGEMAN, P.A. Comparison of gait patterns between young and elderly women: an examination of coordination. Perceptual and motor skills, v.94, p.265-280, 2002.

CARNAHAN, H.; GOODALE, M.A.; MARTENIUK, R.G. Grasping versus pointing

and the differential use of visual feedback. **Human Movement Science**, v.12, p. 219-234, 1993.

CARNAHAN, H.; MCFADYEN, B.J.; COCKELL, D.L.; HALVERSON, A.H. The combined control of locomotion and prehension. **Neuroscience Research Communications**, v.19, n.2, p.91-100, 1996.

CASTIELLO, U. The neuroscience of grasping. **Nature Reviews Neuroscience**, v.6, 726–736, 2005.

CASTIELLO, U.; PIERNO, A.C. Reaching and grasping. **Encyclopedia of Neuroscience**, p.23-28, 2009.

CEBOLLA, E.C.; RODACKI, A.L.; BENTO, P.C.B. Balance, gait, functionality and strength: comparison between elderly fallers and non-fallers. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.19, n.2, p. 146-151, 2015.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **Journal of Biomechanics**, v.41, p.3101-3105, 2008.

CHAPMAN, C. S.; GALLIVAN, J. P.; CULHAM, J. C.; GOODALE, M. A. Mental blocks: fMRI reveals top–down modulation of early visual cortex when obstacles interfere with grasp planning. **Neuropsychologia**, v.49, p.1703-1717, 2011.

CHAPMAN, G.J.; HOLLANDS, M.A. Evidence that older fallers prioritize the planning of future stepping actions over the accurate execution of ongoing steps during complex locomotor tasks. **Gait & Posture**, v.26, p. 59-67, 2007.

CHEN, T.; CHANG, C.C.; CHOU, L.S. Sagittal plane center of mass movement strategy and joint kinetics during sit-to-walk in elderly fallers. **Clinical Biomechanics**, v.28, p. 807-812, 2013.

CHEN, T.; CHOU, L.S. Altered center of mass control during sit-to-walk in elderly adults with and without history of falling. **Gait & Posture**, v.38, p.696-701, 2013.

CHIOVETTO, E.; GIESE, M.A. Kinematics of the coordination of pointing during locomotion. **PLoS One**, v.8, n.11, p.1-16, 2013.

CHU, Y.H.; TANG, P.F.; PENG, Y.C.; CHEN, H.Y. Meta-analysis of type and complexity of a secondary task during walking on the prediction of elderly falls. **Geriatrics & Gerontology International**, v.13, p.289-297, 2013.

CICERALE, A.; AMBRON, E.; LINGNAU, A.; RUMIATI, R.I. A kinematic analysis of age-related changes in grasping to use and grasping to move common objects. **Acta Psychologica**, v.151, p. 134-142, 2014.

CLOSE, J.; ELLIS, M.; HOOPER, R.; GLUCKSMAN, E.; JACKSON, S.; SWIFT, C. Prevention of falls in the elderly trial (PROFET): a randomised controlled trial. **The Lancet**, v.353, n.9147, p.93-97, 1999.

COCKEL, D.L.; CARNAHAN, H.; MCFADYEN, B.J.A. A preliminary analysis of the coordination of reaching, grasping, and walking. **Perceptual and Motor Skills**, v. 81, p. 515-519, 1995.

COLE, K.J.; ROTELLA, D.L.; HARPER, J.G. Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults. **Journal of Neuroscience**, v.19, p.3238–3247, 1999.

COSTA, A.A.S.; ROSSI, P.A.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Haptic information provided by the "anchor system" reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. **Neuroscience Letters**, submetido.

CRUZ D.T.; RIBEIRO, L.C.; VIEIRA, M.T.; TEIXEIRA, M.T.; BASTOS, R.R.; LEITE, I.C. Prevalência de quedas e fatores associados em idosos. **Revista de Saúde Pública**, v.46, n.1, p.138-146, 2012.

DELBAERE, K.; CROMBEZ, G.; VANDERSTRAETEN, G.; WILLEMS, T.; CAMBIER, D. Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study. **Age & Ageing**, v.33, n.4, p.368-373, 2004.

DIERMAYR, G.; MCISAAC, T.L.; GORDON, A.M. Finger force coordination underlying object manipulation in the elderly – A mini-review. **Gerontology**, v.57, p.217-227, 2011.

DIETZ, V. Do human bipeds use quadrupedal coordination? **Trends in Neurosciences**, v.25, n.9, p.462-469, 2002.

DIETZ, V. Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders. **Journal of Neurology**, v.258, p.1406-1412, 2011.

DIETZ, V.; FOUAD, K.; BASTIAANSE, C.M. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. **European Journal of Neuroscience**, v.14, p.1906-1914, 2001.

DONOGHE, O.A.; CRONIN, H.; SAVVA, G.M.; O'REGAN, C.; KENNY, R.A. Effects of fear of falling and activity restriction on normal and dual task walking in community dwelling older adults. *Gait & Posture*, v. 38, p.120-124, 2013.

DREW, T.; JIANG, W.; KABLY, B.; LAVOIE, S. Role of the motor cortex in the control of visually triggered gait modifications. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v.74, p.426-442, 1996.

DREW, T.; MARIGOLD, D.S. Taking the next step: cortical contributions to the control of locomotion. **Current Opinion in Neurobiology**, v.33, p.25-33, 2015.

DREW, T.; PRENTICE, S.D.; SCHEPENS, B. Cortical and brainstem control of locomotion. **Progress in Brain Research**, v.143, p.251-261, 2004.

DYSON, K.S.; MIRON, J.P.; DREW, T. Differential modulation of descending signals from the reticulospinal system during reaching and locomotion. **Journal of Neurophysiology**, v.112, n.10, p. 2505-2508, 2014.

FUKUI, T.; INUI, T. Utilization of visual feedback of the hand according to target view availability in the online control of prehension movements. **Human Movement Science**, v.32, p.580-595, 2013.

FUJIYAMA, H.; HINDER, M.R.; SCHMIDT, M.W.; GARRY, M.I.; SUMMERS, J.J. Age-related differences in corticospinal excitability and inhibition during coordination of upper and lower limbs. **Neurobiology of Aging**, v.33, p.1484.e1-1484.e14, 2012.

GEENE, L.S.; WILLIAMS, H.G. Aging and coordination from the dynamic pattern perspective. **Advances in Psychology**, v.114, p.89-131, 1996.

GEORGOPOULOS, A.P.; GRILLNER, S. Visuomotor coordination in reaching and locomotion. **Science**, v.245, p.1209-1210, 1989.

GLOVER, S. Separate visual representation in the planning and control of action. **Behavioral and Brain Functions**, v.27, p.3-26, 2004.

GOMES, M.A.; DUARTE, M.F.S.; PEREIRA, J.S.; FERNANDES, Y.R.; POETA, L.S.; BORGATTO, A.F. Inatividade física habitual e fatores associados em população nordestina atendida pela Estratégia Saúde da Família. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.11, n.4, p. 365-372, 2009.

GOMI, H. Implicit online corrections of reaching movements. **Current Opinion in Neurobiology**, v.18, p.558-564, 2008.

GORNIK, S.L.; ZATSIORSKY, V.M.; LATASH, M.L. Manipulation of a fragile object by elderly individuals. **Experimental Brain Research**, v.212, p.505-516, 2011.

GRACI, V. The role of lower peripheral visual cues in the visuomotor coordination of locomotion and prehension. **Gait & Posture**, v.34, p. 514-518, 2011.

GRAFTON, S.T. The cognitive neuroscience of prehension: recent developments. **Experimental Brain Research**, v.204, p.475-491, 2010.

HALL, C.D.; ECHT, K.V.; WOLF, S.L.; ROGERS, W.A. Cognitive and motor mechanisms underlying older adults' ability to divide attention while walking. **Physical Therapy**, v.91, p.1039-1050, 2011.

HAMILL, J.; HADDAD, J.M.; MCDERMOTT, W.J. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. **Journal of Applied Biomechanics**, v.16, p. 407-418, 2000.

HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R.; HEIDERSCHEIT, B.C.; LI, L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics**, v.14, p.297-308, 1999.

HAUSDORFF, J.M.; RIOS, D.A.; EDELBURG, H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.82, n.8, p.1050-1056, 2001.

HAWKES, T.D.; SIU, K.C.; SILSUPADOL, P.; WOOLLACOTT, M.H. Why does older adults' balance become less stable when walking and performing a secondary task? Examination of attentional switching abilities. **Gait & Posture**, v.35, p.159-163, 2012.

HEIDERSCHEIT, B.C.; HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R.E.A. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. **Journal of Applied Biomechanics**, v.18, p.110–121, 2002.

HINRICHS, R.N.; CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R. Upper extremity function in running. I: Center of mass and propulsion considerations. **International Journal of Sport Biomechanics**, v.3, p.222-241, 1987.

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

HUANG, M.H.; BROWN, S.H. Effects of task context during standing reach on postural control in young and older adults: A pilot study. **Gait & Posture**, v.41, p.276-281, 2015.

IVANENKO, Y.P.; CAPPELINI, G.; DOMINICI, N.; POPPELE, R.R.; LACQUANITI, F. Coordination of locomotion with voluntary movements in human. **The Journal of Neuroscience**, v.25, p.7238-7253, 2005.

JEANNEROD, M. The timing of natural prehension movements. **Journal of Motor Behavior**, v.16, p.235-254, 1984.

JEANNEROD, M. The hand and the object: the role of posterior parietal cortex in forming motor representations. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 72, n.5, p.535-541, 1994.

JEANNEROD, M. Reaching and grasping. Parallel Specification of visuomotor channels. **Handbook of Perception and Action**, v.2, p.405-454, 1996.

IVANENKO, Y.P.; CAPPELINI, G.; DOMINICI, N.; POPPELE, R.R.; LACQUANITI, F. Coordination of locomotion with voluntary movements in human. **The Journal of Neuroscience**, v.25, p.7238-7253, 2005.

KIRKWOOD, R.N.; MOREIRA, B.S.; VALLONE, M.L.D.C.; MINGOTI, S.A.; DIAS, R.C.; SAMPAIO, R.F. Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls: a cross-sectional observational study. **Physiotherapy**, v.97, p.126-131, 2011.

KRESSIG, R.W.; HERRMANN, F.R.; GRANDJEAN, R.; MICHEL, J.P.; BEAUCHET, O. Gait variability while dual-tasking: fall predictor in older inpatients? **Aging Clinical and Experimental Research**, v.20, n.2, p.123-130, 2008.

JANSSEN, P.; SCHERBERGER, H. Visual Guidance in Control of Grasping. **Annual Review of Neuroscience**, v. 38, p.69-86, 2015.

LEE, H. J.; CHOU, L. S. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n.4, p. 569-575, 2006.

LEE, D.N.; LISHMAN, J.R.; THOMSON, J.A. Regulation of gait in long jumping. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.8, p.448-459, 1982.

LIN, S.I.; LIAO, C.F. Age-related changes in the performance of forward reach. **Gait & Posture**, v.33, p.18-22, 2011.

MACLELLAN, M.J.; QADERDAN, K.; KOEHESTANIE, P.; DUYSSENS, J.; MCFADYEN, B.J. Arm movements during split-belt walking reveal predominant patterns of interlimb coupling. **Human Movement Science**, v. 32, p. 79-90, 2013.

MAIA, A.C.; RODRIGUES-DE-PAULA, F.; MAGALHÃES, L.C.; TEIXEIRA, R.L. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the Balance Evaluation Systems Test and MiniBESTest in the elderly and individuals

with Parkinson's disease: application of the Rasch model. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.17, n.3, p.195 -217, 2013.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; TOPPER, A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, v.49, n.2, p.72-84, 1994.

MARIGOLD, D.S.; DREW, T. Contribution of cells in the posterior parietal cortex to the planning of visually guided locomotion in the cat: effects of temporary visual interruption. **Journal of Neurophysiology**, v.105, p.2457-2470, 2011.

MARTENIUK, R.G.; BERTRAM, C.P. Contributions of gait and trunk movements to prehension: Perspectives from world- and body-centered coordinates. **Motor Control**, v. 5, p.151-165, 2001.

MATTHIS, J.S.; FAJIN, B.R. Humans exploit the biomechanics of bipedal gait during visually guided walking over complex terrain. **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 280, p.1471-2954, 2013.

MATTHIS, J.S.; FAJIN, B.R. Visual control of foot placement when walking over complex terrain. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.40, p.106-115, 2014.

MA-WYATT, A.; MCKEE, S.P. Visual information through a reach determines endpoint precision. **Experimental Brain Research**, v.179, p.55-64, 2007.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v.33, p.602-607, 2004.

MENANT, J.C.; SCHOENE, D.; SAROFIM, M.; LORD, S.R. Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. **Ageing Research Reviews**, v.16, p.83-104, 2014.

MIYASIKE-DA-SILVA, V. **Efeitos do envelhecimento e da atividade física no comportamento locomotor: a tarefa de descer degraus de ônibus.**

Dissertação [Mestrado]. Rio Claro: UNESP, Instituto de Biociências, Departamento de Educação Física. 2003, 114 p.

MONTAGNE, G.; CORNUS, S.; GLIZE, D.; QUAINÉ, F.; LAURENT, M.A. A perception-action coupling type of control in long jumping. **Journal of Motor Behavior**, v.32, p.37-43, 2000.

MON-WILLIAM, M.; MCINTOSH, R.D. A test between two hypotheses and a possible third way for the control of prehension. **Experimental Brain Research**, v.134, p.268-273, 2000.

MON-WILLIAM, M.; TRESILIAN, J.R. A simple rule of thumb for elegant prehension. **Current Biology**, v.11, p.1058-1061, 2001.

MORAES, R.; ALLARD, F.; PATLA, A.E. Validating determinant for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. **Journal of Neurophysiology**, v.98, p.1928-1940, 2007.

MORAES, R.; LEWIS, M.A.; PATLA, A.E. Strategies and determinants for selection of alternate foot placement during human locomotion: influence of spatial and temporal constraints. **Experimental Brain Research**, v.159, p.1-13, 2004.

NAKAKUBO, S.; DOI, T.; SAWA, R.; MISU, S.; TSUTSUMINOTO, K.; ONO, R. Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stability during walking in the elderly adults? **Gait & Posture**, v.40, p.516-520, 2014.

NORDIN E.; MOE-NILSSEN, R.; RAMNEMARK, A.; LUNDIN-OLSSON, L. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. **Gait & Posture**, v.32, p.92-97, 2010.

O'LOUGHLIN, J.; ROBBITAILLE, Y.; BOIVIN, J.; SUISSA, S. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among community-dwelling elderly. **American Journal of Epidemiology**, v.137, p.342–54, 1993.

ORTEGA, J.D.; FEHLMAN, L.A.; FARLEY, C.T. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. **Journal of Biomechanics**, v.41, n.16, p.3303-3308, 2008.

OWINGS, T.M.; GRABINER, M.D. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? **Journal of Biomechanics**, v.36, n.8, p.1215-1218, 2003.

PATLA, A. E.; BEUTER, A.; PRENTICE, S. A two stage correction of limb trajectory to avoid obstacles during stepping. **Neuroscience Research Communications**, v.8, p.153–159, 1991.

PATLA, A.E.; RIETDYK, S.; MARTIN, C.; PRENTICE, S. Locomotor patterns of the leading and the trailing Limbs as solid and fragile obstacles are stepped over: Some insights into the role of vision during locomotion. **Journal of Motor Behavior**, v.28, p.35-47, 1996.

PATLA, A.E.; ROBINSON, C.; SAMWAYS, M.; ARMSTRONG, C.J. Visual control of step length during overground locomotion: task-specific modulation of the locomotor synergy. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.15, p. 603-617, 1989.

PÉLISSON, D.; ALAHYANE, N.; PANOUILLERES, M.; TILIKETE, C. Sensorimotor adaptation of saccadic eye movements. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v.34, p. 1103-1120, 2010.

PLOTNIK, M.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J.M. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v.181, p.561-570, 2007.

PONTZER, H.; HOLLOWAY, J.H.; RAICHLEN, D.A.; LIEBERMAN, D.E. Control and function of arm swing in human walking and running. **The Journal of experimental biology**, v.212, p.523-534, 2009.

QUANEY, B.M.; NUDO, R.J.; COLE, K.J. Can internal models of objects be utilized for different prehension tasks? **Journal of Neurophysiology**, v.93, p.2021-2027, 2005.

REN, J.; WU, Y.D.; CHAN, J.S.; YAN, J.H. Cognitive aging affects motor performance and learning. **Geriatrics & Gerontology International**, v.13, n.1, p.19–27, 2013.

REYNOLDS, R.F.; DAY, B.L. Rapid visuo-motor processes drive the leg regardless of balance constraints. **Current Biology**, v.15, p.48-49, 2005.

RINALDI, N.M.; MORAES, R. Gait and reach-to-grasp movements are mutually modified when performed simultaneously. **Human Movement Science**, v.40, p.38-58, 2015.

RODRIGUES, I.G.; FRAGA, G.P.; BARROS, M.B.A. Quedas em idosos: fatores associados em estudo de base populacional. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v.17, n.3, p.705-718, 2014.

ROY, E.A.; WEIR, P.L.; LEAVITT, J.L. Constraints on prehension: A framework for studying the effects of aging. **Advances in Psychology**, v.114, p.279-314, 1996.

SALING, M.; ALBERTS, J.; STELMACH, G.E.; BLOEDEL, J. R. Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance. **Experimental Brain Research**, v.118, p.251-258, 1998.

SATTIN, R.W. Falls among older persons: a public health prospective. **Annual Review of Public Health**, v.13, p.489-508, 1992.

SCHOT, W. D.; BRENNER, E.; SMEETS, J.B.J. Robust movement segmentation by combining multiple source of information. **Journal of Neuroscience Methods**, v.187, p.147–155, 2010.

SHAPKOVA, E.Y.; TEREKHOV, A.V.; LATASH, M.L. Arm motion coupling during locomotion-like actions: An experimental study and a dynamic model. **Motor Control**, v.15, p. 206-220, 2011.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **The Journals of Gerontology**, v.55, p.M10–M16, 2000.

SMEETS, J.B.J.; BRENNER, E. A new view on grasping. **Motor Control**, v.3, p. 237-271, 1999.

SPARROW, W.A.; DONOVAN, E.; VAN EMMERIK, R.; BARRY, E.B. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. **Journal of Motor Behavior**, v.19, p.115–129, 1987.

SPRINGER, S.; GILADI, N.; PERETZ, C.; YOGEV, G.; SIMON, E.S.; HAUSDORFF, J.M. Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. **Movement Disorders**, v.21, n.7, p.950–970, 2006.

SUPUK, T.; BAJD, T.; KURILLO, G. Assessment of reach-to-grasp trajectories toward stationary objects. **Clinical Biomechanics**, v.26, p.811-818, 2011.

TIDEIKSAAR, R. Preventing falls: how to identify risk factors, reduce complications. **Geriatrics**, v.51, p.43–55, 1996.

TINETTI, M.E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **The New England Journal of Medicine**, v.319, p.1701-1707, 1988.

TOEBES, M.J.P.; HOOZEMANS, M.J.M.; FURRER, R.; DEKKER, J.; VAN DIEEN, J.H. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. **Gait & Posture**, v.36, p.1050-1056, 2012.

UEMURA, K.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; TANAKA, B.; MORI, S.; ICHIHASHI, N. Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. **Gait & Posture**, v.35, p. 282-286, 2012.

VAN DER WEL, R.P.R.D.; ROSENBAUM, D.A. Coordination of locomotion and prehension. **Experimental Brain Research**, v.176, p.281-287, 2007.

VAN EMMERIK, R.; MCDERMOT, W.J.; HADDAD, J.M.; VAN WEGEN, E.E. Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. **Gait & Posture**, v.22, n.3, 2005.

VAN EMMERIK, R.; MILLER, R.H.; HAMILL, J. Dynamical systems methods for the analysis of movement coordination. Robertson, G. et al. (Eds.), *Research Methods in Biomechanics* (2 edição). Champaign, ILL: Human Kinetics, 2011.

VAN VLIET, P.; PELTON, T.A.; HOLLANDS, K.L.; CAREY, L.; WING, A.M. Findings on coordination of reaching to grasp an object: implication for research. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.27, p.622-635, 2013.

VERGHESE, J.; BUSCHKE, H.; VIOLA, L.; KATZ, M.; HALL, C.; KUSLANSKY, G.; LIPTON R. Validity of divided attention tasks in predicting falls in older individuals: a preliminary study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.50, n.9, p. 1572-1576, 2002.

VERGHESE, J.; KUSLANSKY, G.; HOLTZER, R.; KATZ, M.; XIAONAN, X.; HERMAN, B.; BUSCHKE, H.; PAHOR, M. Walking while talking: Effect of task prioritization in the elderly. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.88, p.50-53, 2007.

VISWANATHAN, A.; SUDARKY, L. Balance and gait problems in the elderly. *Handbook of Clinical Neurology*, v.103, p. 623-634, 2011.

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

VOUDOURIS, D.; RADHAKRISHNAN, S.; HATZITAKI, V.; BRENNER, E. Does postural stability affect grasping? **Gait & Posture**, v.38, p.477-482, 2013.

VOUDOURIS, D.; SMEETS, J.B.J.; BRENNER, E. Do obstacles affect the selection of grasping points? **Human Movement Science**, v.31, 1090-1102, 2012.

WANNIER, T.; BASTIAANSE, C.; COLOMBO, G.; DIETZ, V. Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. **Experimental Brain Research**, v.141, p.375-379, 2001.

WEERDESTeyN, V; NIENHUIS, B.; HAMPSINK, B.; DUYSSENS, J. Gait adjustments in response to an obstacle are faster than voluntary reactions. **Human Movement Science**, v.23, p.351–363, 2004.

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

YAMADA, M.; AOYAMA, T.; NAKAMURA, M.; TANAKA, B.; NAGAI, K.; TATEMATSU, N.; UEMURA, K.; NAKAMURA, T.; TSUBOYAMA, T.; ICHIHASHI, N. The reliability and preliminary validity of game-based fall risk assessment in community-dwelling older adults. **Geriatric Nursing**, v.32, n.3, p.188-194, 2011.

YOUNG, P.M.M.; DINGWELL, J.B. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. **Gait & Posture**, v.36, p.219-224, 2012.

ZAAL, F.T.J.M.; BOOTSMA, R.J.; VAN WIERINGEN, P.C.W. Coordination in prehension: Information-based coupling of reaching and grasping. **Experimental Brain Research**, v.119, p. 427-435, 1998.

ZEHR, E.P.; DUYSSENS, J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. **The Neuroscientist**, v.10, n.4, 2004.

ZHENG, B.; MACKENZIE, C.L. Kinematics of reaching and grasping with a tool. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, v.51, p.1353-1357, 2007.

APÊNDICE 1. Questionário de Quedas

Questionário de Quedas

Nome: _____ Data da Coleta: _____
 __/__/__

1) Sofreu alguma queda nos últimos 12 meses? _____. Se sim, quantas? _____
 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 () Inclina () Virava () Outro:

5) Que atividade realizava no momento dessa queda? _____

6) Qual calçado usava no momento dessa queda? _____

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

8) Nas quatro semanas anteriores à queda, teve algum problema de saúde que
 o impedisse de realizar as suas tarefas cotidianas? () S () N () NS - Se sim,
 com que intensidade? () Ligeiramente () Moderadamente () Muita coisa
 () Extremamente

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

10) 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

11) No instante da queda, estava usando: () Óculos () Aparelho auditivo ()
 Bengala/muleta () NS

12) Houve alguma lesão como consequência dessa queda? () S () N () NS
 Se sim, que tipo de lesão? () Fratura () Luxação () Trauma craniano ()
 Escoriação () Contusão () Corte () Outra: _____

13) Houve perda da consciência? () S () N () NS

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

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

() S () N

16) Realizava EF na época dessa queda? () S () N Quantas vezes por semana? _____

17) Se sim, quais EFs realizava? () Caminhada () Corrida () Ginástica geral () Musculação

() Dança () Alongamento () Outra: _____

Observações:

APÊNDICE 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (adultos jovens)



FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

Programa de Pós Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

Pesquisadora Responsável: Natalia Madalena Rinaldi

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ telefone (____) _____

RG: _____ data nascimento: ____/____/____

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “**Controle de movimentos combinados em adultos jovens e idosos (caidores e não-caidores): a interação entre andar e pegar um objeto**”

Objetivo do estudo:

O objetivo geral deste estudo será comparar o desempenho dos adultos jovens e dos idosos (com e sem histórico de quedas) na tarefa combinada de andar e pegar um objeto.

Procedimentos:

Para participar deste estudo, você deverá fazer uma visita no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) da Escola de Educação Física e Esporte na USP/Ribeirão Preto. Inicialmente, você irá realizar os seguintes testes clínicos: 1) Entrevista clínica: você irá responder algumas questões sobre o seu estado de saúde; 2) Questionário de Baecke para adultos: neste questionário serão realizadas questões sobre as suas atividades diárias, profissionais e atividades físicas. Este teste tem duração aproximadamente de

10 minutos. Após a realização destes testes, serão coletadas algumas medidas do seu braço, perna, pés, peso e altura. Posteriormente, serão colocadas em sua pele bolinhas de isopor com adesivo nos seguintes locais: dedo dos pés, calcanhar, tornozelo, joelho, pernas, quadril, costela, braços, punho, orelha, dedo indicador, polegar e peitoral. Após este procedimento, você irá realizar as seguintes tarefas: andar em uma passarela, andar em uma passarela e pegar um objeto e na posição parado pegar um objeto. Nesta avaliação, os seus movimentos serão filmados. Este teste tem duração de aproximação 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.

Possíveis benefícios:

Você pode não ter benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para ampliar os conhecimentos e fortalecer a área de pesquisa sobre o controle dos movimentos combinados em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas.

Desconforto e risco:

As tarefas realizadas no presente estudo apresentam um risco mínimo de desconforto físico, assim, um examinador estará constantemente ao seu lado se eventualmente uma ajuda for necessária. 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 são confidenciais.

Seguro de Saúde ou de vida:

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.

Liberdade de participação e sigilo de identidade:

A sua participação neste estudo é voluntária, e você pode interrompê-la a qualquer momento sem prejuízo algum à sua pessoa. O pesquisador responsável tem o direito de excluir seus dados deste estudo, caso os dados estiverem inadequados ou incompletos.

As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou serão vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização, assim, você receberá um código. Os seus dados obtidos nesta pesquisa serão utilizados para fins estatísticos ou científicos, desde que sua privacidade e anonimato sejam resguardados. A utilização das suas informações se restringe unicamente a essa pesquisa. Além disso, você também pode telefonar (número indicado abaixo) para o pesquisador responsável caso você tenha alguma dúvida em qualquer momento da pesquisa.

Para qualquer dúvida relacionada a esta pesquisa, favor contatar:
Natalia Madalena Rinaldi
Doutoranda no Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho
Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP/USP)
Fone: (16) 3602-0359 / email: narinaldi@usp.br

Declaro que o responsável pela pesquisa me explicou todos os riscos envolvidos, o objetivo da pesquisa e se prontificou a responder todas as minhas dúvidas sobre o procedimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Confirmo que recebi uma cópia deste termo de consentimento, como de direito.

Ribeirão Preto, ____ de ____ de ____

Nome por extenso

Assinatura

Natalia Madalena Rinaldi
Pesquisadora Responsável

APÊNDICE 3. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (idosos com e sem histórico de quedas)



FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
Programa de Pós Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

Pesquisadora Responsável: Natalia Madalena Rinaldi

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ telefone (____) _____

RG: _____ data nascimento: ____/____/____

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **“Controle de movimentos combinados em adultos jovens e idosos (caidores e não-caidores): a interação entre andar e pegar um objeto”**

Objetivo do estudo:

O objetivo geral deste estudo será comparar o desempenho dos adultos jovens e dos idosos (com e sem histórico de quedas) na tarefa combinada de andar e pegar um objeto.

Para participar deste estudo, o senhor (a) deverá fazer uma visita no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCom) da Escola de Educação Física e Esporte na USP/Ribeirão Preto. Inicialmente, o senhor (a) irá realizar os seguintes testes clínicos: 1) Entrevista clínica: o senhor (a) irá responder algumas questões sobre o seu estado de saúde; 2) Questionário sobre quedas: o senhor (a) irá responder se você caiu nos últimos 6 meses e o que ocorreu quando o senhor (a) caiu; 3) MiniBESTest: nesta avaliação, o

equilíbrio do senhor (a) será avaliado por meio de diferentes tarefas: habilidade do senhor (a) se sentar, ficar em pé, andar e ficar em pé sobre uma perna. Este teste tem duração aproximadamente de 20 minutos; 4) Mini Exame do Estado Mental (Mini-Mental): neste teste serão realizadas algumas questões que envolvem noção de tempo, espaço, memória, cálculo e atenção. Este teste tem duração aproximadamente de 10 minutos; 6) Questionário de Baecke para idosos: neste questionário serão realizadas questões sobre as suas atividades diárias, domésticas e atividades físicas. Este teste tem duração aproximadamente de 10 minutos. Após a realização destes testes, serão coletadas algumas medidas do seu braço, perna, pés, peso e altura. Posteriormente, serão colocadas em sua pele bolinhas de isopor com adesivo nos seguintes locais: dedo dos pés, calcanhar, tornozelo, joelho, pernas, quadril, costela, braços, punho, orelha, dedo indicador, polegar e peitoral. Após este procedimento, o senhor (a) irá realizar as seguintes tarefas: andar em uma passarela, andar em uma passarela e pegar um objeto e na posição parado pegar um objeto. Nesta avaliação, os seus movimentos serão filmados. Este teste tem duração de aproximação 60 minutos.

O senhor(a) 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.

Possíveis benefícios:

O senhor (a) pode não ter benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para ampliar os conhecimentos e fortalecer a área de pesquisa sobre o controle dos movimentos combinados em adultos jovens e idosos com e sem histórico de quedas.

Desconforto e risco:

As tarefas realizadas no presente estudo apresentam um risco mínimo de desconforto físico, assim, um examinador estará constantemente ao seu lado se eventualmente uma ajuda for necessária. 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 são confidenciais.

Seguro de Saúde ou de vida:

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.

Liberdade de participação e sigilo de identidade:

A participação do senhor (a) neste estudo é voluntária, e o senhor (a) pode interrompê-la a qualquer momento sem prejuízo algum à sua pessoa. O pesquisador responsável tem o direito de excluir seus dados deste estudo, caso os dados estiverem inadequados ou incompletos.

As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou serão vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização, assim, você receberá um código. Os seus dados obtidos nesta pesquisa serão utilizados para fins estatísticos ou científicos, desde que sua privacidade e anonimato sejam resguardados. A utilização das suas informações se restringe unicamente a essa pesquisa. Além disso, o senhor (a) também pode telefonar (número indicado abaixo) para o pesquisador responsável caso o senhor (a) tenha alguma dúvida em qualquer momento da pesquisa.

<p>Para qualquer dúvida relacionada a esta pesquisa, favor contatar: Natalia Madalena Rinaldi Doutoranda no Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP/USP) Fone: (16) 3602-0359 / email: narinaldi@usp.br</p>

Declaro que o responsável pela pesquisa me explicou todos os riscos envolvidos, o objetivo da pesquisa e se prontificou a responder todas as minhas dúvidas sobre o procedimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Confirmando que recebi uma cópia deste termo de consentimento, como de direito.

Ribeirão Preto, ____ de ____ de ____

Nome por extenso

Assinatura

Natalia Madalena Rinaldi
Pesquisadora Responsável

ANEXO 1. Parecer do comitê de ética



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



Ribeirão Preto, 24 de outubro de 2012

Ofício nº 3778/2012
CEP/MGV

PROCESSO HCRP nº 10735/2012

Prezadas Pesquisadoras,

O Comitê de Ética em Pesquisa analisou e aprovou “AD REFERENDUM” a Emenda, assim como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Adultos Jovens, versão 4 de 16/10/2012 e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Idosos com e sem histórico de quedas, versão 4 de 16/10/2012, referentes ao estudo intitulado **“CONTROLE DE MOVIMENTOS COMBINADOS EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS (CAIDORES E NÃO CAIDORES): A INTERAÇÃO ENTRE ANDAR E PEGAR UM OBJETO”**.

Atenciosamente.

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

Ilustríssimas Senhoras

NATALIA MADALENA RINALDI
PROF^a DR^a ANAMARIA SIRIANI DE OLIVEIRA (Orientadora)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

ANEXO 2. Questionário de Baecke para adultos jovens (BAECKE et al., 1982)**Questionário de atividade física habitual (Baecke)****1. Qual é a sua principal ocupação?**

1 / 3 / 5

2. No trabalho, você fica sentado:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

3. No trabalho, você fica em pé:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

4. No trabalho, você anda:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

5. No trabalho, você carrega cargas pesadas:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

6. Após o trabalho, você se sente cansado:

5 - muito freqüentemente/4 - freqüentemente/3 - algumas vezes/2 - raramente/1
-nunca

7. Após o trabalho, você sua:

5 - muito freqüentemente/4 - freqüentemente/3 - algumas vezes/2 - raramente/1
-nunca

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

5 - muito pesado/4 - pesado/3 – o mesmo/2 - leve/1 –muito leve

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

– quantas horas por semana? _____

– quantos meses por ano? _____

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

– 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:

5 - muito maior/4 - maior/3 - a mesma/2 - menor/1 -muito menor

11. Durante as horas de lazer eu suo:

5 - muito freqüentemente/4 - freqüentemente/3 - algumas vezes/2 - raramente/1

-nunca

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

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito freqüentemente

13. Durante as horas de lazer eu vejo televisão:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito freqüentemente

14. Durante as horas de lazer eu ando:

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

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

1 - nunca/2 - raramente/3 - algumas vezes/4 - freqüentemente/5 - muito
freqüentemente

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

()5 ()4 ()3 ()2 ()1

1 - < 5/2 - 5-15/3 - 16-30/4 - 31-45/5 - > 45

ANEXO 3. Questionário Modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1997)

Questionário modificado de Baecke para idosos

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?**

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO 4. Mini Exame do Estado Mental (BRUCKI et al., 2003)**Orientação Espacial – Cada questão vale 1 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 é a hora aproximada? (Considere correta a variação de mais ou menos uma hora)	
6	Em que local nós estamos? (Consultório, sala, dormitório, apontando para o chão)	
7	Que local/instituição é este(a) aqui? (apontando em um sentido mais amplo: hospital, casa de repouso, própria casa)	
8	Em que bairro nós estamos ou qual é o nome da rua mais próxima?	
9	Em que cidade nós estamos?	
10	Em que estados nós estamos?	

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

11	Vou dizer 3 palavras e você irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO. (caso não consiga, repita no máximo 3 vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa)	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Atenção e Cálculo – Cada subtração vale 1 ponto – Total: 5 pontos

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

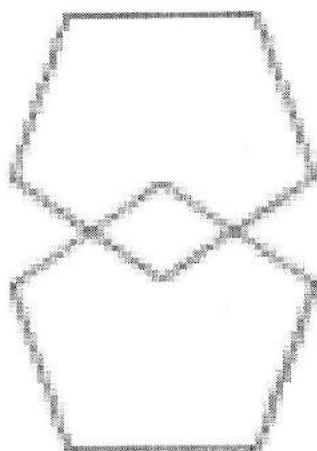
Mémoria de Evocação – Cada palavra vale um ponto – Total: 3 pontos

13	Vou conseguir se lembrar das 3 palavras que lhe pedi que repetisse agora a pouco?	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Linguagem – cada questão vale 1 ponto – Total: 7 pontos

14	(Mostre um RELÓGIO e peça ao entrevistado que diga o nome)	Pontos
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 LA (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 escrito uma frase. Gostaria que você fizesse o que está escrito (FECHE OS OLHOS)	
19	Gostaria que você escrevesse uma frase da sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande	
20	Vou lhe mostrar um desenho, gostaria que você copiasse tentando fazer o melhor possível (Considere apenas se houve 2 pentágonos interseccionados, 10 ângulos, formando uma figura de 4 lados ou com 2 ângulos)	



Total:_____

ANEXO 5. MiniBESTest (MAIA et al., 2013)

MINIBESTest Avaliação do Equilíbrio – Teste dos Sistemas

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

1. SENTADO PARA DE PÉ

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

2. FICAR NA PONTA DOS PÉS

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

3. DE PÉ EM UMA PERNA

Esquerdo

Tempo (em segundos) Tentativa 1: _____
Tentativa 2: _____

- (2) Normal: 20 s
- (1) Moderado: < 20 s
- (0) Grave: Incapaz

Direito

Tempo (em segundos) Tentativa 1: _____
Tentativa 2: _____

- (2) Normal: 20 s
- (1) Moderado: < 20 s
- (0) Grave: Incapaz

4. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA FRENTE

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo (segundo passo para realinhamento é permitido)
- (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
- (0) Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

5. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA TRÁS

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo
- (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
- (0) Grave: Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

6. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - LATERAL

Esquerdo

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

Direito

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

7. OLHOS ABERTOS, SUPERFÍCIE FIRME (PÉS JUNTOS) (Tempo em segundos: _____)

- (2) Normal: 30 s
- (1) Moderado: < 30 s
- (0) Grave: Incapaz

8. OLHOS FECHADOS, SUPERFÍCIE DE ESPUMA (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: 30 s
- (1) Moderado: < 30 s
- (0) Grave: Incapaz

9. INCLINAÇÃO – OLHOS FECHADOS (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: Fica de pé independentemente 30 s e alinha com a gravidade
- (1) Moderado: Fica de pé independentemente < 30 s OU alinha com a superfície
- (0) Grave: Incapaz de ficar de pé > 10 s OU não tenta ficar de pé independentemente

10. MUDANÇA NA VELOCIDADE DA MARCHA

- (2) Normal: Muda a velocidade da marcha significativamente sem desequilíbrio
- (1) Moderado: Incapaz de mudar velocidade da marcha ou desequilíbrio
- (0) Grave: Incapaz de atingir mudança significativa da velocidade E sinais de desequilíbrio

11. ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA – HORIZONTAL

- (2) Normal: realiza viradas de cabeça sem mudança na velocidade da marcha e bom equilíbrio
- (1) Moderado: realiza viradas de cabeça com redução da velocidade da marcha
- (0) Grave: realiza viradas de cabeça com desequilíbrio

12. ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO

- (2) Normal: Gira com pés próximos, RÁPIDO (≤ 3 passos) com bom equilíbrio
- (1) Moderado: Gira com pés próximos, DEVAGAR (≥ 4 passos) com bom equilíbrio
- (0) Grave: Não consegue girar com pés próximos em qualquer velocidade sem desequilíbrio

13. PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS

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

14. "GET UP & GO" CRONOMETRADO (ITUG) COM DUPLA TAREFA (*TUG: _____s; TUG dupla tarefa _____*)

- (2) Normal: Nenhuma mudança notável entre sentado e de pé na contagem regressiva e nenhuma mudança na velocidade na 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