Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2019

Efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos durante a descida de um degrau

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

FACULDADE de MEDICINA de RIBEIRÃO PRETO
UNIVERSIDADE
SCIENTIA AMOVERE TERMINUM

Jean José Silva

Tese

JEAN JOSÉ SILVA

Versão corrigida

Efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos durante a descida de um degrau

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

Área: Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Ribeirão Preto – SP

2019

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.

Silva, Jean José

Efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos durante a descida de um degrau. Ribeirão Preto, 2019.

95p. : il. ; 30 cm

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

Orientador: Moraes, Renato.

1. Locomoção adaptativa. 2. Carga assimétrica. 3. Degrau. 4. Adultos jovens 5. Idosos

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Jean José Silva

Título: Efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos durante a descida de um degrau

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

Aprovada em: 12/12/2019

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro
Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Assinatura: _____

Prof. Dra. Ana Maria Forti Barela
Instituição: Universidade Cruzeiro do Sul - UNICSUL
Assinatura: _____

Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães
Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades - USP
Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus filhos, Pedro e Lucca, e à minha esposa, Josy, o meu carinho, esforço e amor.

Agradecimentos

À Deus, que me mostra todos os dias o quão grande e maravilhoso é seu Amor por mim.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Renato de Moraes, que apostou em mim e na minha capacidade e, sobretudo, que me colocou em pé quando pensei em desistir.

Aos meus filhos, Pedro e Lucca, e à minha esposa, Josy, pela compreensão, motivação e força nos momentos difíceis.

À Rosângela que nunca poupou sua bondade em me ajudar em todos os momentos do doutorado, minha admiração e gratidão.

À Taís Gonçalves, pelo desprendimento e caridade em ajudar-me no processamento dos dados, minha gratidão.

À Natalia Rinaldi, que sempre dispensou atenção em ajudar-me e ensinar-me, obrigado pela parceria.

Aos participantes, alguns *in memoriam*, aos amigos do LaBioCom: Eduardo, Andréia, Paulo, Luciana, Rafael e, sem esquecer, Tenysson Will, aos meus alunos, Bruna, Karina e Milena pela participação e ajuda nas coletas e processamento.

Aos meus pais, Benedito e Maria da Penha, José e Nilza, pelo apoio no dia-a-dia e dedicação aos meus filhos nas minhas ausências.

Ao meu irmão, Carlos, sua esposa Renata e sobrinhos, Paulo e Maria Fernanda, pela alegria de sermos uma família.

À minha cunhada, Nilcilene, pela ajuda incondicional e exemplo de força e vitória; minha sobrinha, Marcela e meu irmão de coração, Marcelo, pela graça de estarem conosco tornando nossa família mais bonita e feliz. À Simone e Bruno, que mesmo de longe emanaram força para mim.

Aos meus amigos: Eder e Kênia, Jean e Maira, Gaspar e Roberta, Karol e Fabíola e seus preciosos filhos, José, Francisco, Beatriz, Julia, Mariana e Luiza. Encontrar com vocês sempre me deu forças para continuar em pé.

Enfim, agradeço à CAPES pelo apoio financeiro.

Resumo

Silva, JJ. Efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos durante a descida de um degrau [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2019. 96p.

Caminhar carregando uma carga assimetricamente exige dos sistemas de controle motor mudanças para promover ajustes necessários e garantir o sucesso na execução da tarefa. O desafio se torna maior quando a travessia ocorre em terreno irregular, como a presença de um degrau. Nesse contexto, a restrição dos movimentos dos braços produz alterações nos padrões de coordenação dos membros superiores e a presença da carga suscita ajustes nos segmentos corporais para compensar a carga adicional e garantir a estabilidade do corpo. Destarte, este trabalho propôs investigar os efeitos do transporte de carga assimétrico usando diferentes tipos de bolsa com as mãos dominantes e não dominantes na coordenação dos membros superiores, adaptações de movimento global e local e controle da estabilidade do corpo ao descer um degrau. Participaram deste trabalho dezessete adultos jovens (Estudo 1) e quatorze idosos (Estudo 2) que realizaram a tarefa de caminhar e descer um degrau de 0,16 m enquanto carregavam sacolas com 7% da massa corporal. As condições experimentais foram andar sem a sacola, carregando-a (com e sem alça) usando a mão dominante e não dominante. Foram coletados dados cinemáticos através do sistema Vicon, com base do modelo *Plug-in-Gait Full Body* e calculadas as variáveis de negociação com degrau, centro de massa (COM) e margem de estabilidade dinâmica (MED, Estudo 2), além de identificar os modos de coordenação entre os ombros. Os resultados mostraram em ambos os grupos etários que a presença da carga acarretou numa redução do padrão fora de fase e aumento do padrão de ombro direito e esquerdo quando carregando a sacola do lado não dominante e dominante, respectivamente. Esse resultado mostra que o lado que carregava a carga praticamente não se movimentou para frente e para trás como é típico do andar. Mesmo diante dessas alterações, os adultos jovens não alteraram os ajustes na negociação com o degrau enquanto os idosos exibiram pequenos ajustes na distância vertical da perna de suporte e na colocação do pé após o degrau quando carregavam a carga na mão dominante. No controle do COM, a carga influenciou a amplitude médio-lateral no grupo mais jovem e na altura e velocidade vertical dos idosos no momento da descida. A análise da MED (Estudo 2) apontou para o sentido anteroposterior valores negativos, embora sem efeito da carga, indicando instabilidade. Porém, para a MED médio-lateral, os valores foram sempre positivos e os idosos apresentaram maior MED no passo quando a carga se encontrava ipsilateralmente ao pé que tocava o solo. Esses resultados mostram similaridades na coordenação dos ombros de jovens e idosos ao conduzir a carga, porém efeitos díspares na negociação com o degrau e no controle da estabilidade corporal. Os resultados elucidam alguns aspectos do controle de jovens e idosos na tarefa de descer um degrau carregando uma carga, o que fornece fundamentos para aplicação na reabilitação e treinamento do controle motor destas populações.
Palavras-chave: Locomoção adaptativa. Carga assimétrica. Degrau. Adultos jovens. Idosos.

Abstract

Silva, JJ. Effects of asymmetrical load-carrying on locomotion control in young and older adults while stepping down a curb [thesis]. São Paulo: University of São Paulo, Ribeirão Preto Medical School, 2019. 96p.

Walking while carrying an asymmetrical-load requires changes from the motor control system to make necessary adjustments and ensure success in performing this task. The challenge becomes more significant when this task takes place on uneven terrains, such as the presence of a curb. In this context, the constraint of arm movements produces changes in the patterns of coordination of the upper limbs, and the presence of the load causes adjustments in the body segments to compensate for the additional weight and ensure body stability. Thus, this work investigated the effects of asymmetric load transport using different types of bags in dominant and non-dominant hands in the coordination of the upper limbs, adaptations of global and local movements, and control of body stability when descending a curb. Seventeen young adults (Study 1) and fourteen older adults (Study 2) participated in this study. They performed the task of walking and descending a 0.16-m curb while carrying bags with 7% of their body mass. The experimental conditions were to walk without the bag (no-load), carrying it (with and without a strap) using the dominant and non-dominant hands. Kinematic data were collected with the Vicon system, based on the Plug-in-Gait Full Body model and the curb negotiation variables, center of mass (COM), and margin of dynamic stability (MDS, Study 2) were calculated, as well as the coordination modes between the shoulders. The results showed in both age groups that the presence of the load led to a reduction in the anti-phase pattern and an increase in the right and left shoulder phases when carrying the bag on the non-dominant and dominant sides, respectively. This result shows that the side carrying the load hardly moved back and forth as is typical of walking. Even in the face of these changes, young adults did not change the curb negotiation variables while the older adults exhibited small adjustments in the vertical distance of the support leg and the foot placement after the curb when carrying the load on the dominant hand. For COM control, the load influenced the medial-lateral amplitude in the young group and the height and vertical velocity of the older adults at the moment of foot-contact on the ground. The analysis of the MDS (Study 2) pointed to the anterior-posterior negative values, although without load effect, indicating instability. However, for the medial-lateral MDS, the values were always positive, and the older adults presented higher MDS in the steps when the load was carried at the same side to the foot that touched the ground. These results show similarities in the shoulder coordination of young and old when carrying the load, but different effects on curb negotiation and body stability control. The results elucidate some control strategies of young and older adults when stepping down a curb while carrying a load, which provide the basis for the development of rehabilitation and training programs in these individuals.
Keywords: Adaptive locomotion. Asymmetrical load. Curb. Young adults. Older adults.

Sumário

1. INTRODUÇÃO 1

1.1. Locomoção adaptativa e a descida de degraus 1

1.2. Coordenação intermembros na marcha 4

1.3. Carregamento de carga e controle da estabilidade 6

1.4. Justificativa 8

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES 10

3. ESTUDO 1 12

3.1. Métodos 12

3.1.1. Participantes 12

3.1.2. Procedimentos 12

3.1.3. Análise de dados 14

3.2. Resultados 20

3.2.1. Coordenação entre os ombros direito e esquerdo 20

3.2.2. Variáveis de negociação de degrau 22

3.2.3. Variáveis do centro de massa 23

3.3. Discussão 26

3.3.1. Transportar uma carga modificou a coordenação do membro superior 27

3.3.2. O carregamento de uma carga não afetou as variáveis de negociação do degrau 28

3.4. Conclusão 29

4. ESTUDO 2 30

4.1. Métodos 30

4.1.1. Participantes 30

4.1.2. Procedimentos 30
4.1.3. Análise de dados 31
4.1.4. Análise estatística 32
4.2. Resultados 33
4.2.1. Caracterização da amostra 34
4.2.2. Coordenação intermembros: ombros direito e esquerdo 36
4.2.4. Variáveis do centro de massa 39
4.2.5. Margem de estabilidade dinâmica 43
4.3. Discussão 44
4.3.1. O transporte de carga modificou a coordenação entre os ombros direito e esquerdo 45
4.3.2. Carregar uma carga durante a descida de um degrau provoca alterações discretas nos parâmetros da marcha e controle global 47
4.3.3. Carregar carga assimetricamente altera a MED no eixo ML 49
4.4. Conclusão 51
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS 52
ANEXO I – Parecer do Comitê de Ética 60
ANEXO II – Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971) 61
ANEXO III – Questionário de dominância de membros inferiores de Waterloo (ELIAS et al., 1998) 62
ANEXO IV – Questionário de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982) 63
ANEXO V – Questionário modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1991) 65
ANEXO VI – Mini Exame do Estado Mental (BRUCKI et al., 2003) 67

ANEXO VII – TESTE DA TRILHA PARTE A e B (TOMBAUGH, 2004)..... 69

ANEXO VIII – MiniBESTest (FRANCHIGNONI et al., 2010; MAIA et al., 2013)... 73

APÊNDICE I – Questionário e anamnese 75

APÊNDICE Ii – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Adultos..... 77

APÊNDICE III – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Idosos..... 79

Lista de Siglas e Abreviaturas

COM – Centro de Massa

MED – Margem de Estabilidade Dinâmica

ML – Médio-lateral

AP – Anteroposterior

ANOVA – Análise de Variância

MANOVA – Análise de Variância Multivariada

XcoM – Centro de Massa Extrapolado

MDE – Margem de Estabilidade Dinâmica

$\boldsymbol{\eta_p^2}$ - Eta-quadrado Parcial

MEEM – Mini Exame de Estado Mental

Lista de Figuras

Figura 1. A) Ilustração do percurso mostrando a posição inicial, degrau e posição final. Identifica as pernas de abordagem e suporte na descida do degrau. B) Imagens de um participante segurando as duas sacolas usadas no estudo e suas respectivas dimensões. C) Ilustração das variáveis espaço-temporais e negociação com o degrau. D) Diagrama das medidas de distâncias do vertical e horizontal do pé em relação ao degrau..... 15

Figura 2. A) Ângulos da articulação direita e esquerda durante o passo da perna de abordagem (descida do degrau). Os dados foram janelados a partir do contato do calcanhar direito antes do degrau até o contato do calcanhar direito após o degrau. B) Diagramas ângulo-ângulo de flexão-extensão da articulação dos ombros direito e esquerdo. A inserção ilustra quatro pontos de dados e o exemplo gráfico de apenas um ângulo de acoplamento (γ_i), considerando i e $i+1$ par de pontos de dados. O ângulo de acoplamento foi calculado para cada par sucessivo de pontos de dados ao longo de todo o ciclo da marcha. C) Ângulo de acoplamento para os dados mostrados em B..... 18

Figura 3. Os intervalos (hachura e em branco) indicam os intervalos usados para identificar os quatro padrões de coordenação: fase do ombro direito (0º≤ γ< 22,5º; 157,5º≤ γ<202,5º; 337,5º≤ γ≤360º), em fase (22,5º≤ γ<67,5º; 202,5º ≤ γ<247,5º), fora de fase (112,5º≤ γ<157,5º; 292,5º≤ γ<337,5º) e fase do ombro esquerdo (67,5º≤ γ<112,5º; 247,5º ≤ γ<292,5º). 19

Figura 4. Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) do ombro direito (esquerdo acima), em fase (direito acima), ombro esquerdo (esquerdo abaixo) e coordenação fora de fase (direito abaixo) dos padrões de movimentos de flexão/extensão e o acoplamento entre o ombro direito e esquerdo em todas as condições experimentais. Observe que a soma das quatro fases de cada condição é igual a aproximadamente 100%. Esse valor é aproximado porque os valores relatados nos gráficos representam o valor médio entre os participantes. As linhas horizontais indicam diferenças aos pares entre as condições experimentais (p ≤0,02). 21

Figura 5. Ilustração da Margem de Estabilidade Dinâmica. 32

Figura 6. Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) do ombro direito (esquerdo acima), em fase (direito acima), ombro esquerdo (esquerdo abaixo) e coordenação fora de fase (direito abaixo) dos padrões de movimentos de flexão/extensão e o acoplamento entre o ombro direito e esquerdo em todas as condições experimentais. A soma das quatro fases de cada condição é igual a aproximadamente 100%. Esse valor é aproximado porque os valores relatados nos gráficos representam o valor médio entre os participantes. As linhas horizontais indicam diferenças aos pares entre as condições experimentais (p≤0,0001). 37

Figura 7. Média e erro padrão da margem de estabilidade dinâmica (MED) para todas as condições experimentais nas direções anteroposterior (AP, à esquerda) e médio-lateral (ML, à direita) para os passos N-2 (contato do pé da perna de

abordagem antes do degrau, acima), N-1 (contato do pé da perna de suporte antes do degrau, no meio), e N (contato do pé da perna de abordagem após o degrau, abaixo). As linhas horizontais indicam os pares das diferenças..... 44

Lista de Tabelas

Tabela 1. Características dos participantes e resultados das avaliações de força de preensão, carga da sacola, nível de atividade física, função cognitiva, postural e executiva. 13

Tabela 2. Média e erro padrão para os parâmetros espaços-temporais da marcha e variáveis da negociação entre pé e degrau para as pernas de abordagem e suporte em todas as condições experimentais. 22

Tabela 3. Média e erro padrão das variáveis do centro de massa em todas as condições experimentais. 25

Tabela 4. Características dos participantes e resultados das avaliações de força de preensão, carga da sacola, nível de atividade física, função cognitiva, postural e executiva. 35

Tabela 5. Média e erro padrão para os parâmetros espaço-temporais da marcha e variáveis da relação entre pé e degrau para as pernas de abordagem e suporte em todas as condições experimentais (continua). 40

Tabela 6. Média e erro padrão das variáveis do centro de massa em todas as condições experimentais. 42

1. INTRODUÇÃO

A locomoção é uma ação motora que cotidianamente realizamos e, mesmo executada a todo instante, é considerada uma atividade complexa que exige a ativação rítmica de muitos músculos e o deslocamento coordenado de segmentos do corpo produzindo uma efetiva mudança de localização no ambiente. O andar, especificamente, tem dinâmica caracterizada por perdas e recuperações do equilíbrio durante os ciclos de passadas, o que torna imprescindível a orientação e equilíbrio posturais (HORAK; MACPHERSON, 1996) e adaptação às mudanças ambientais, como por exemplo, às irregularidades da superfície (PATLA; SHUMWAY-COOK, 1999).

Comumente, ao andar, deparamos com obstáculos, irregularidades no terreno, alterações no piso, degraus e outros fatores que podem exigir do organismo alterações e ajustes no padrão locomotor. Para garantir sucesso ao andar no ambiente, são requeridas modulações resultantes do acoplamento dos sistemas sensorial e locomotor. Essas modulações são denominadas de locomoção adaptativa (MORAES; GOBBI, 2008).

1.1. Locomoção adaptativa e a descida de degraus

Na locomoção adaptativa frente à demanda de transposição de obstáculos, estudos demonstraram que os indivíduos elaboram estratégias para garantir a colocação do pé antes e após o obstáculo baseadas no mínimo de deslocamento do pé, garantia da estabilidade e manutenção da progressão do andar (MORAES; PATLA, 2006; MORAES; ALLARD; PATLA, 2007), que podem ser extensivas à

negociação com um degrau. Patla, Prentice, Robinson e Neufield (1991), em estudo sobre estratégias de desvio de obstáculos, revelaram que um ciclo de passada anterior ao obstáculo é suficiente para que o indivíduo promova os ajustes posturais necessários para executar um desvio ou ultrapassagem segura. Tomando como base essa informação, optou-se, neste estudo, por analisar os ajustes na marcha uma passada anterior à descida e demais variáveis de negociação em relação ao degrau.

Jacobs (2016) descreveu estudos que investigaram variáveis de negociação com degraus, considerando-as como requisitos de controle para evitar quedas em escadas, que geram consequências importantes à saúde de jovens e idosos. Outros estudos apontaram para o risco da pequena distância e da variabilidade da altura com que o pé passa em relação ao degrau (*clearance*) como um fator relevante em adultos sadios e que expressa um comportamento que afeta a segurança na travessia do degrau (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002; HAMEL et al., 2005).

Para ilustrar a importância dos ajustes para a segurança ao descer um degrau, Heijnen e Rietdyk (2016) investigaram a ocorrência de quedas em 94 adultos jovens na faixa etária de 18-35 anos. Eles mostraram que adultos jovens caem mais frequentemente do que imaginado. Eles encontraram que 25% dos participantes caíram em decorrência de tropeço ou escorregão e, desses, 14% identificaram a presença de guias de calçada ou degraus no evento. Da mesma forma que idosos geralmente caem ao caminhar, principalmente em superfícies irregulares (DUCKHAM et al., 2013), descer um degrau torna-se uma tarefa desafiadora comum e uma fonte frequente de quedas nessa população (CHIPPENDALE; LEE, 2018; LI et al., 2014).

Além das demandas ambientais, as restrições da tarefa a ser executada podem limitar ou delinear o padrão locomotor. Embora o andar seja uma habilidade, a princípio, que exige controle automatizado, recorrendo aos níveis inferiores do sistema nervoso central (SNC) para ajustes imediatos, respostas mais elaboradas frente a uma perturbação demandam o envolvimento de níveis superiores (KANDEL et al., 2014). Quando há combinação de restrições como na presença de um degrau e o carregamento de uma carga pode haver ajustes na coordenação dos segmentos corporais para garantir a estabilidade.

Madehkhaksar e Egges (2016) investigaram adultos jovens na tarefa de andar, subir ou descer uma sequência de degraus segurando um copo com água. Eles identificaram que durante a tarefa motora de descer segurando o copo, a velocidade da marcha diminuiu e aumentou a oscilação médio-lateral. Eles interpretaram que a presença de uma tarefa motora secundária afetou a estabilidade dinâmica da marcha.

Em idosos, estudos mostraram que apenas a presença de um degrau já requer uma estratégia cautelosa quando a disponibilidade ou a qualidade da visão fica comprometida (ALEXANDER et al., 2014; BUCKLEY et al., 2005a; BUCKLEY et al., 2005b). Embora a visão tenha um papel importante no controle da descida de degraus, outros fatores podem influenciar a maneira como os idosos executam essa tarefa. Assim, a mobilidade funcional implica na locomoção adaptativa que envolve não apenas as características do terreno, mas também outros aspectos, como o transporte de carga. Este, por sua vez, pode causar instabilidade postural e afetar a forma como os idosos lidam com o degrau por causa do aumento do momento corporal (PATLA; SHUMWAY-COOK, 1999).

1.2. Coordenação intermembros na marcha

Durante o andar, os braços têm sua função no auxílio, suporte e propulsão do corpo, acompanhando a locomoção. Embora com padrões mais variados de atividade, o balanço dos braços pode ser visto como análogo a um pêndulo reagindo ao movimento de seus pontos de fixação ou como movimentos de origem muscular que fazem parte na atividade integrada na locomoção. O balanço dos braços serve para regular a rotação do corpo com um todo, servindo especialmente para diminuir a rotação sobre o eixo vertical na fase de apoio simples e mudar a rotação na fase de duplo apoio, suavizando a mudança (ELFTMAN, 1939). A magnitude desses efeitos depende da amplitude do balanço, já que isso afeta a velocidade e as posições pelas quais os braços balançam e, consequentemente, afetam a distância das partes do centro de massa do corpo. Sumariamente, a análise da dinâmica do movimento dos braços durante o andar mostra que eles diminuem a rotação do corpo como um todo no eixo vertical durante o intervalo em que um pé está no chão e permite uma mudança mais gradual na rotação do corpo do que seria possível sem eles, mudando a rotação do corpo na direção de progressão (ELFTMAN, 1939).

Na perspectiva dos sistemas dinâmicos, a coordenação consiste em dominar os redundantes graus de liberdade envolvidos em um movimento particular, ajustando articulações, segmentos, músculos e unidades motoras em um sistema controlável (BERNSTEIN, 1967; TURVEY, 1990). Essa redundância de graus de liberdade está presente nos movimentos básicos da locomoção, considerando as propriedades biomecânicas do corpo e do sistema neural no controle dos padrões locomotores coordenados (VAN EMMERIK; MILLER; HAMIL, 2013). Por outro lado,

pode-se considerar a “abundância” de graus de liberdade, na qual todos contribuem para a execução da tarefa com estabilidade e flexibilidade (LATASH et al., 2002). Assim, a sinergia na locomoção é resultado de múltiplas interações dos segmentos corporais como cabeça, tronco, membros inferiores e membros superiores realizadas através de ajustes compensatórios de acordo com a demanda da tarefa ou de perturbações, visando a manutenção da estabilidade.

Destarte, a tarefa de carregar uma carga enquanto caminha pode provocar perturbação no sistema de controle da locomoção exigindo dele alterações nos padrões de coordenação entre membros superiores e inferiores para o sucesso das duas tarefas (RINALDI et al, 2017), sobretudo quando a carga é conduzida assimetricamente.

Tarefas combinadas, como caminhar, carregar uma carga e descer um degrau podem afetar os padrões de coordenação. Esses padrões podem ser medidos de diferentes modos. Van Emmerik et al. (2013) sugeriram a técnica de *vector coding*, que fornece informações diretas do acoplamento ângulo-ângulo das articulações envolvidas e que expressam a forma como o movimento é realizado. Na presente tese, esta técnica (CHANG; VAN EMMERIK; HAMILL, 2008; SPARROW et al., 1987) foi usada para analisar os padrões de coordenação de flexão e extensão dos ombros de adultos jovens e idosos durante a descida de um degrau conduzindo uma carga adicional.

Associando a complexidade das tarefas combinadas de caminhar e carregar uma carga assimetricamente à demanda do ambiente, presença de um degrau, ainda resta observar as restrições advindas do organismo (NEWELL, 1986), no caso deste estudo, o envelhecimento. Essa restrição está relacionada às mudanças na composição corporal (sarcopenia, enrijecimento dos ligamentos e tendões,

perda mineral óssea), alterações posturais, redução na capacidade de controle do sistema nervoso e muscular (HAYWOOD; GETCHELL, 2014). Especificamente, estudos têm demonstrado que há uma redução na capacidade de idosos em coordenar os membros superiores e inferiores durante a caminhada, no acoplamento temporal entre os braços e entre os braços e as pernas e em tarefas que requerem flexão e extensão dos ombros e pernas (PLOTNIK; GILADI; HAUSDORFF, 2007; GEENE; WILLIAMS, 1996; FUJIYAMA et al., 2012).

Por outro lado, Donker et al. (2005) não encontraram alteração na coordenação entre os membros superiores ao caminhar e transportar uma carga fixa de 1,8 kg presa a um dos punhos. Similarmente, Matsuo et al. (2008) mostraram que adultos jovens e idosos, ao carregar uma carga de 3 ou 8 kg em um dos lados do corpo, aumentaram o torque abdutor do quadril contralateral à carga e redução no lado ipsilateral. Eles identificaram que houve um aumento na flexão lateral do tronco na direção oposta à carga e observaram que conforme o aumento da carga, mais segmentos corporais (cabeça e braços) foram recrutados para contribuir com manutenção do equilíbrio. Essas adaptações foram similares em ambos os grupos, exceto na maior abdução do braço contralateral, encontrada nos idosos. Apesar desses achados, eles mostraram que a coordenação dos membros inferiores não foi afetada pelo transporte de carga.

1.3. Carregamento de carga e controle da estabilidade

De fato, é comum depois das compras carregar sacolas e descer uma guia de calçada durante o percurso para casa. Considerando as dimensões da mobilidade nos aspectos físicos externo (carga) e nas características do terreno

(PATLA; SHUMWAY-COOK, 1999), descer uma guia é uma tarefa desafiadora porque exige controle cuidadoso da trajetória do pé para evitar o contato com a borda e controle do posicionamento dos pés antes e após a descida para ajudar no controle durante o abaixamento e deslocamento horizontal do centro de massa (COM) (WEERDESTEYN; HOLLANDS; HOLLANDS, 2018; BUCKLEY et al., 2011).

Como já visto, o padrão de coordenação fora de fase dos braços durante a caminhada é importante para a manutenção da estabilidade, pois equilibra o momento angular do tronco ao redor do eixo vertical (ELFMAN, 1939; BRUIJN et al., 2008). Dessa forma, torna-se relevante investigar o controle da estabilidade dinâmica durante essa tarefa. Para preencher esta lacuna, analisou-se as características do COM por meio dos parâmetros de posição e velocidade do mesmo e uma medida direta da relação entre COM e os limites da base de suporte, a margem de estabilidade dinâmica (MED, HOF et al., 2005), para ajudar a entender os efeitos de carregar uma carga assimetricamente no controle de estabilidade de idosos ao descer um degrau.

A MED é uma medida calculada a partir do princípio do pêndulo invertido, tomando como base a posição e a velocidade do COM para o cálculo da posição extrapolada do COM (XcoM). A partir da posição do XcoM, a MED é obtida pela diferença entre a posição representada pela borda do pé e o XcoM (MORAES et al., 2007). A interpretação dos valores da MED corresponde à estabilidade ou instabilidade durante a caminhada. Assim, valores positivos indicam estabilidade e valores negativos indicam instabilidade (a projeção do COM encontra-se fora dos limites da base de suporte).

Quanto à MED, Bosse et al. (2012) mostraram que os idosos apresentaram uma MED mais negativa na direção anteroposterior (AP) do que os adultos jovens

no instante do contato com os pés durante uma tarefa de descer escadas. Esses valores negativos, conforme explicado acima, indicam uma configuração corporal dinamicamente instável que aumenta o risco de quedas, principalmente em idosos.

1.4. Justificativa

Na idealização da tarefa que os adultos jovens e idosos realizaram, atentou-se para dois fatores que poderiam ser explorados: a) o tipo de sacola que carregariam e o b) lado que seria conduzida a carga. Embora estudos prévios tenham mostrado que carregar uma carga não afeta a coordenação entre os membros (Donker et al., 2005, Matsuo et al., 2008), a magnitude da carga e a maneira como a carga foi transportada pode ter facilitado a tarefa e minimizado possíveis alterações na coordenação. Além da massa, as características da carga podem representar um distúrbio adicional ao caminhar humano. Assim, no primeiro fator, argumentou-se que ao carregar uma bolsa com uma alça, o movimento da bolsa é menos previsível e, portanto, mais difícil de controlar em comparação com uma bolsa sem alça, pois a carga fica mais distante da mão, podendo gerar mudanças nos momentos de inércia do membro que carrega a sacola. Assim, existe a necessidade de ampliar as investigações sobre como jovens e idosos ajustam seus padrões de coordenação frente a situações corriqueiras de carregar uma sacola enquanto andam e descer um degrau com o intuito de identificar as possíveis alterações nos padrões de coordenação que possam afetar o controle da estabilidade do corpo durante tarefa, oferecendo maior risco à segurança e nortear a ação de profissionais na reabilitação e treinamento do controle motor. A comparação desses dois tipos de sacolas contribuirá para a compreensão do efeito

do transporte de carga assimétrico na coordenação e controle da marcha em jovens e idosos. No segundo fator, argumentou-se que o lado que carregaria a carga pudesse afetar o controle da estabilidade do corpo, já que existem diferenças nos mecanismos de percepção e controle ao usar o lado dominante e não dominante, o que resulta em organização menos avançada dos movimentos (SAINBURG; KALAKANIS, 2000; SANTOS et al., 2015). O uso da mão não dominante poderia aumentar o desafio do transporte de carga assimétrico.

Diante das evidências de que ambiente, tarefa e indivíduo interagem a partir das restrições, este trabalho propôs analisar os efeitos do carregamento assimétrico de uma carga adicional (tarefa) no controle da locomoção em adultos jovens e em idosos (indivíduo) durante a descida de um degrau (ambiente) (NEWELL, 1986), investigando as possíveis mudanças nos padrões de coordenação entre os ombros, considerando a importância da oscilação dos braços para o controle durante o andar, os parâmetros espaço temporais de negociação com o degrau, os ajustes locais de passagem pelo degrau e a estabilidade ao realizar a tarefa em adultos jovens e idosos.

Para tanto, foram conduzidos dois estudos nos quais adultos e idosos, respectivamente, realizaram a tarefa de descer um degrau enquanto caminhavam, carregando uma carga correspondente à 7% da massa corporal com o objetivo de investigar as alterações nos padrões de coordenação dos ombros e seus efeitos nos parâmetros espaço-temporais e de estabilidade do corpo na realização da tarefa.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES

O objetivo geral da tese foi investigar os efeitos do carregamento de carga adicional nas mãos dominante e não dominante sobre o controle da locomoção e a coordenação intermembros de adultos jovens e idosos durante a descida de um degrau.

No *Estudo 1*, os objetivos foram analisar os modos de coordenação entre os membros superiores, o controle da estabilidade, os parâmetros da marcha e de negociação com o degrau enquanto adultos jovens carregavam uma carga em tipos diferentes de sacolas, com a mão dominante e não dominante durante a descida de um degrau. Partindo da premissa de que a carga estipulada para o estudo (7% do peso corporal) era relativamente pesada, como hipóteses, esperava-se encontrar uma redução substancial no padrão de coordenação fora de fase e que essa mudança provocaria alterações nas adaptações na negociação com o degrau. Ainda, esperava-se um comprometimento da estabilidade do corpo ao carregar a carga com o membro não dominante, uma vez que preferencialmente não o utilizamos em tarefas que demandam maior controle e atenção.

No *Estudo 2*, os objetivos foram os mesmos do *Estudo 1*, exceto que a amostra foi composta de idosos e uma medida direta de estabilidade postural foi incorporada nesse estudo. As hipóteses levantadas para este estudo seguiram os apontamentos do Estudo 1, avançando por esperar uma extrapolação na margem de estabilidade dinâmica na direção AP ao descer degrau, aportado pelo estudo de Bosse et al. (2012), sendo acentuada pela presença da carga. Esperava-se um aumento na margem de estabilidade dinâmica na direção ML quando a carga estivesse ipsilateralmente ao pé que tocava o solo, suportado pelo estudo de

Matsuo et al. (2008), que mostrou uma inclinação lateral do tronco no lado contrário ao lado que carregava a carga.

3. ESTUDO 1

3.1. Métodos

3.1.1. Participantes

Participaram deste estudo 17 adultos jovens sadios (9 homens e 8 mulheres, 20,4 ± 2,2 anos, 1,71 ± 0,08 m, 68,8 ± 10,6 kg). O comitê de ética local aprovou todos os procedimentos (ANEXO I) e os participantes assinaram um termo de consentimento antes do experimento (APÊNDICE I). Todos os participantes apresentaram dominância destra para os membros superiores e inferiores (OLDFIELD, 1971; ELIAS et al., 1998; ANEXOS II e III) e responderam o questionário sobre atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTTERS, 1982; ANEXO IV). A caracterização dos participantes está apresentada na **Tabela 1**.

3.1.2. Procedimentos

Foi realizada uma anamnese para o registro de dados pessoais, escolaridade, uso de medicamentos, relato de problemas de saúde, relato de quedas, aferição da estatura e massa corporal (APÊNDICE II). Foi medida a força de preensão manual para os membros dominante e não dominante (COLDHAM et al, 2006). Trinta e nove marcadores foram colocados em pontos anatômicos específicos (Modelo *Plug-in-Gait Full Body*) e foram rastreados por um sistema de captura de movimento de 8 câmeras (MX-T40S, Vicon, Oxford, Reino Unido), com

Tabela 1. Características dos participantes e resultados das avaliações de força de preensão, carga da sacola, nível de atividade física, função cognitiva, postural e executiva**.**

Participantes	Sexo[+]	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (kg)	Carga de 7% (kg)	Força de Preensão Manual Mão Dominante (kgf)	Força de Preensão Manual Mão Não Dominante (kgf)	Baecke[#] (escore)
1	F	18	1,62	59,0	4,2	25,0	24,0	22,5
2	F	21	1,62	76,5	5,4	32,0	25,0	19,3
3	M	19	1,73	60,3	4,2	42,5	39,0	22,3
4	M	26	1,73	64,6	4,8	53,0	47,5	26,6
5	M	19	1,71	89,0	6,2	36,5	37,5	19,7
6	F	19	1,60	75,0	5,2	41,0	37,5	13,5
7	M	21	1,83	83,0	5,8	28,5	25,0	24,0
8	M	19	1,73	58,4	4,1	35,0	31,0	27,8
9	M	23	1,83	81,0	5,6	57,0	53,0	22,4
10	F	18	1,70	58,5	4,1	32,5	28,0	14,8
11	M	21	1,85	81,1	5,7	43,5	40,5	25,1
12	F	23	1,66	57,1	4,0	29,0	25,0	17,0
13	F	18	1,60	71,4	5,0	26,0	24,0	13,9
14	M	22	1,70	58,4	4,1	42,0	35,0	23,6
15	F	20	1,68	57,6	4,0	30,0	24,0	14,2
16	F	21	1,69	68,2	4,8	32,0	25,0	26,0
17	M	19	1,79	70,6	5,0	45,0	41,0	23,3
Média		20,4	1,71	68,8	4,8	37,1	33,1	20,9
Desvio Padrão		2,2	0,08	10,6	0,7	9,2	9,2	4,7
Erro Padrão		0,5	0,02	2,6	0,2	2,2	2,2	1,2

[+]Sexo: M – Masculino, F – Feminino; [#] Questionário de Baecke.

frequência de amostragem de 100 Hz. Além disso, foi colocado um marcador na borda superior direita do degrau utilizado para identificar a localização espacial nas análises posteriores. A posição inicial foi ajustada para cada participante para seis passos antes do degrau.

Os participantes andaram no seu ritmo preferido, desceram o degrau (0,16 m de altura) (ABNT, 2004) e continuaram caminhando até a posição final da passarela (**Figura 1A**). A perna de abordagem para a descida do degrau sempre foi a dominante (perna direita). As condições experimentais foram: andar sem a sacola (condição sem carga), carregando a sacola (com e sem alça) usando a mão dominante e não dominante. Nas duas condições com carga, os participantes carregaram na mão uma sacola cheia de pesos correspondentes a 7% da massa corporal.

Para a sacola com alça, os participantes seguravam na porção central da alça, enquanto que para a sacola sem alça, eles seguravam em um pedaço de madeira fixado na borda da sacola (**Figura 1B**). Nas duas condições da sacola, os participantes usaram as mãos dominante e não dominante. Os participantes realizaram três tentativas para cada condição, totalizando 15 tentativas randomizadas.

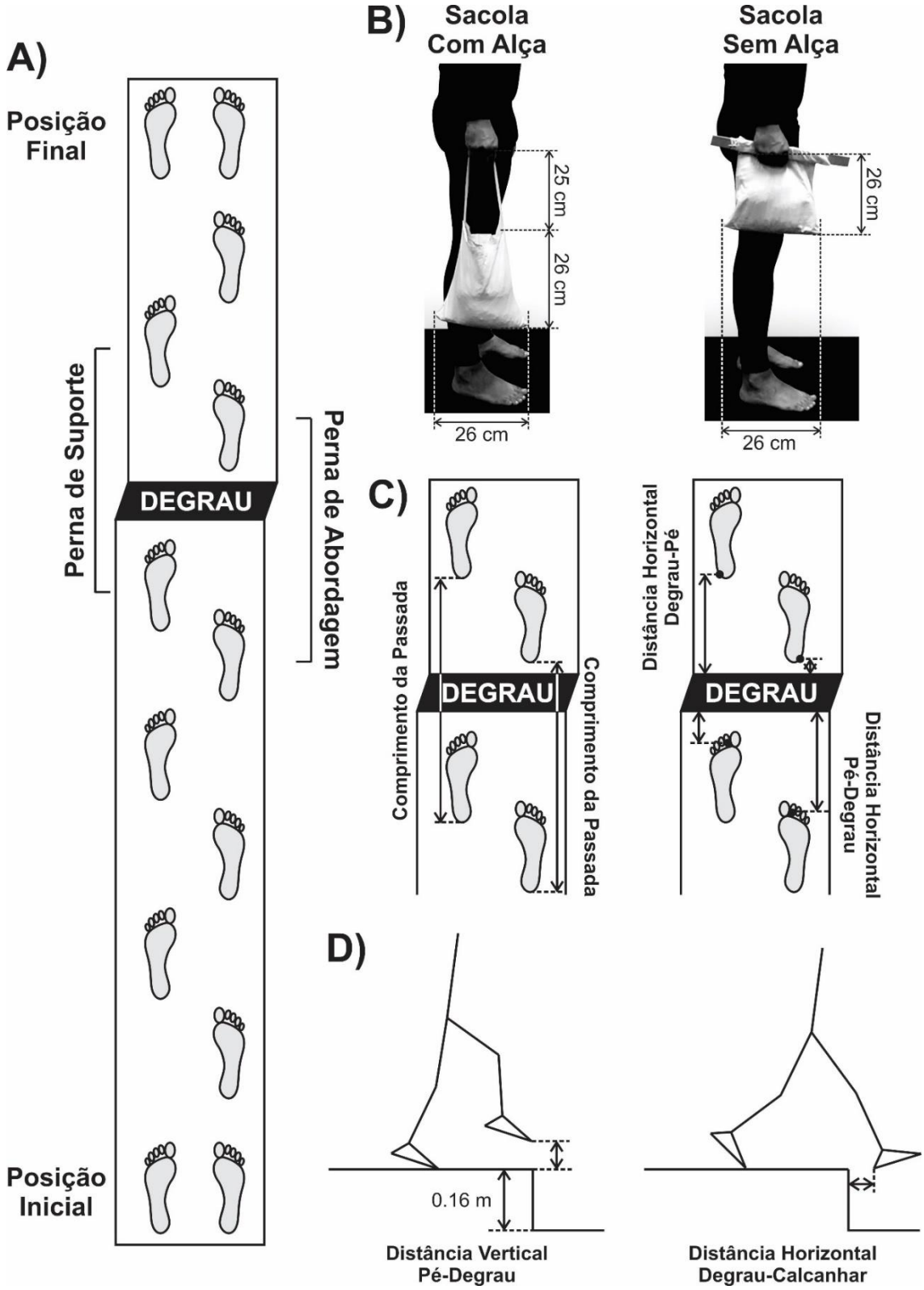


Figura 1. A) Ilustração do percurso mostrando a posição inicial, degrau e posição final. Identifica as pernas de abordagem e suporte na descida do degrau. B) Imagens de um participante segurando as duas sacolas usadas no estudo e suas respectivas dimensões. C) Ilustração das variáveis espaço-temporais e negociação com o degrau. D) Diagrama das medidas de distâncias do vertical e horizontal do pé em relação ao degrau.

3.1.3. Análise de dados

As coordenadas tridimensionais de cada marcador foram filtradas digitalmente usando um filtro Butterworth de 4ª ordem, passa baixa, com uma frequência de corte de 6 Hz. Foram calculadas as seguintes variáveis de negociação do degrau, tanto para a perna de abordagem quanto para a de suporte, conforme ilustrado na **Figura 1C-D**: comprimento, duração e velocidade da passada, distância horizontal pé-degrau, distância horizontal degrau-pé, distância vertical pé-degrau e distância horizontal calcanhar-degrau. Os 39 marcadores corporais definiram um modelo de 15 segmentos corporais usados para calcular a posição do centro de massa (COM) baseado nos parâmetros antropométricos propostos por Winter (2005). A velocidade do COM correspondeu à primeira derivada da posição COM (procedimento da diferença central). As seguintes variáveis do COM foram calculadas apenas para a perna de abordagem, pois alguns marcadores estavam ausentes quando a perna de suporte estava descendo o degrau: amplitude médio-lateral (ML) (diferença entre a posição da COM no contato do pé da perna de suporte antes do degrau e posição do COM no contato com o pé da perna de abordagem após o degrau), velocidade máxima nas três direções (velocidade máxima observada no intervalo entre o contato do pé com a perna de suporte antes do degrau e contato com o pé da perna de abordagem após o degrau), velocidade do COM no contato do pé após a descida do degrau e a altura COM no contato do pé após o degrau.

O software Nexus (Vicon) calculou os ângulos de flexão-extensão do ombro direito e esquerdo (Figura 2A). A técnica do *vector coding* (SPARROW et al., 1987; CHANG et al., 2008; VAN EMMERIK et al., 2014) foi usada para identificar os padrões de coordenação entre os movimentos do ombro esquerdo e direito durante a passada de descida da perna de abordagem. A **Figura 2B-C** ilustra graficamente o passo a passo para determinar os

padrões de coordenação. Com base nos diagramas de ângulo-ângulo para cada par consecutivo de ângulos dos ombros, o ângulo de acoplamento (γ) foi calculado como o ângulo subtendido de um vetor adjacente a dois pontos de tempo sucessivos em relação à horizontal direita conforme a Equação 1 (ver inserção na **Figura 2B**) (VAN EMMERIK et al., 2014):

$$\gamma_{j,i} = tan^{-1}\left(\frac{y_{j,i+1} - y_{j,i}}{x_{j,i+1} - x_{j,i}}\right) \qquad \text{Equação 1}$$

onde *y* e *x* representam as coordenadas das ordenadas e abscissas do diagrama ângulo-ângulo (**Figura 2B**).

O ângulo de acoplamento quantifica o movimento relativo entre duas articulações e permite a identificação de quatro padrões de coordenação (CHANG et al., 2008; VAN EMMERIK et al., 2014; RINALDI et al., 2017): fora de fase, em fase, fase do ombro direito e fase do ombro esquerdo (**Figura 2C**). Para a fase do ombro direito, enquanto o ombro direito se move, o ombro esquerdo não se move (ou minimamente) e vice-versa para a fase do ombro esquerdo. Os padrões de coordenação fora de fase e em fase representam os movimentos nas duas articulações, executados na direção oposta e na mesma, respectivamente. Foram classificados os ângulos de acoplamento em quadrantes específicos de 45° (CHANG et al., 2008) (consulte a legenda da **Figura 2** para obter detalhes). Quando o ângulo de acoplamento se encontrava entre 22,5º e 67,5º e entre 202,5º e 247,5º, as articulações estavam em fase; quando entre 112,5º e 157,5º e entre 292,5º e 337,5º, as articulações estavam fora de fase; quando os ângulos de acoplamento estavam entre 0º e 22,5º, entre 157,5º e 202,5º e entre 337,5º e 360º, caracterizavam a fase do ombro direito; e quando o ângulo de acoplamento estava entre 67,5º e 112,5º e entre 247,5º e 292,5º, definia a fase do ombro esquerdo. Com base nesses quadrantes, foi calculada a frequência de ocorrência de cada padrão de coordenação na passada da

descida, conforme ilustra a **Figura 3**.

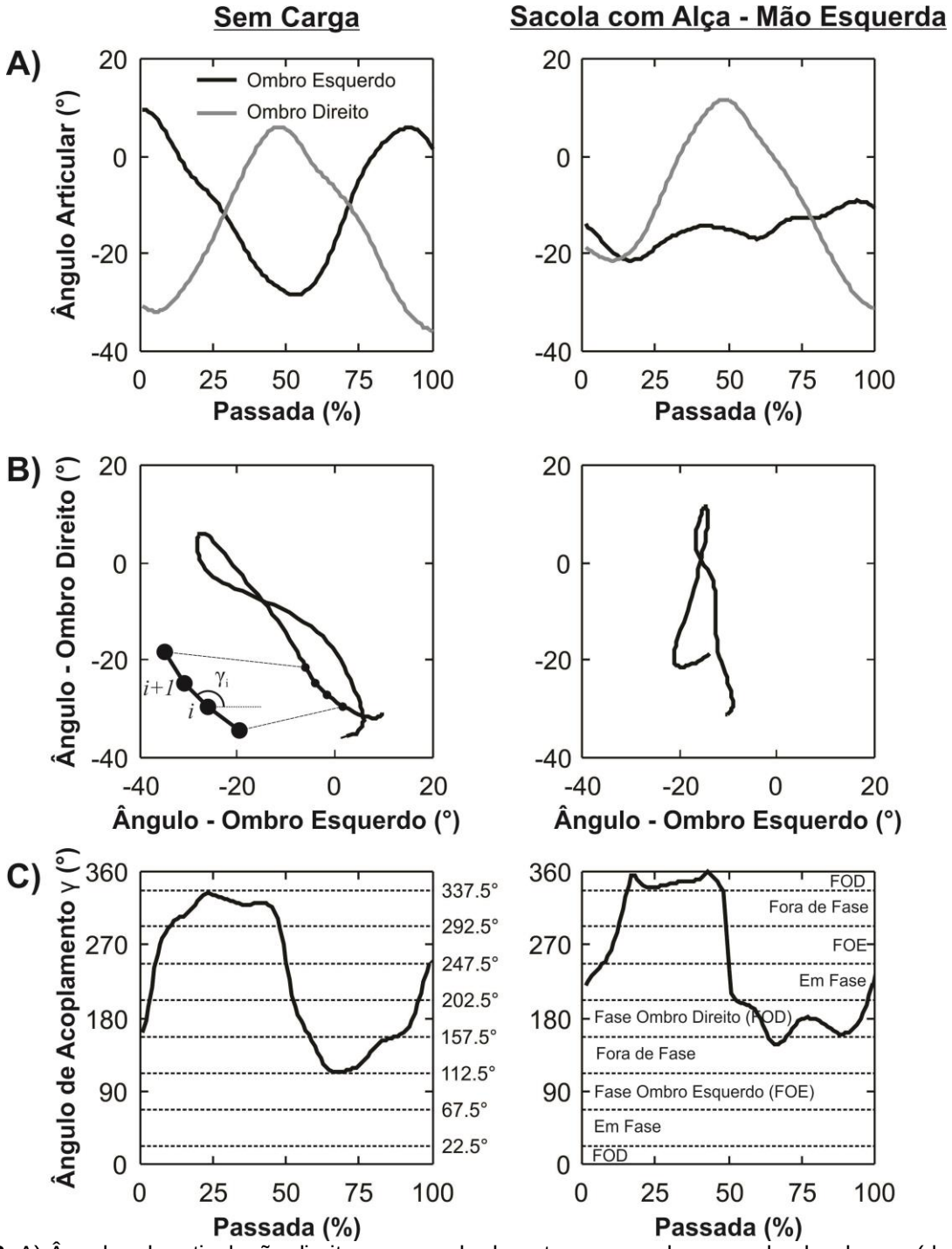


Figura 2. A) Ângulos da articulação direita e esquerda durante o passo da perna de abordagem (descida do degrau). Os dados foram janelados a partir do contato do calcanhar direito antes do degrau até o contato do calcanhar direito após o degrau. B) Diagramas ângulo-ângulo de flexão-extensão da articulação dos ombros direito e esquerdo. A inserção ilustra quatro pontos de dados e o exemplo gráfico de apenas um ângulo de acoplamento (γ_i), considerando i e $i+1$ par de pontos de dados. O ângulo de acoplamento foi calculado para cada par sucessivo de pontos de dados ao longo de todo o ciclo da marcha. C) Ângulo de acoplamento para os dados mostrados em B.

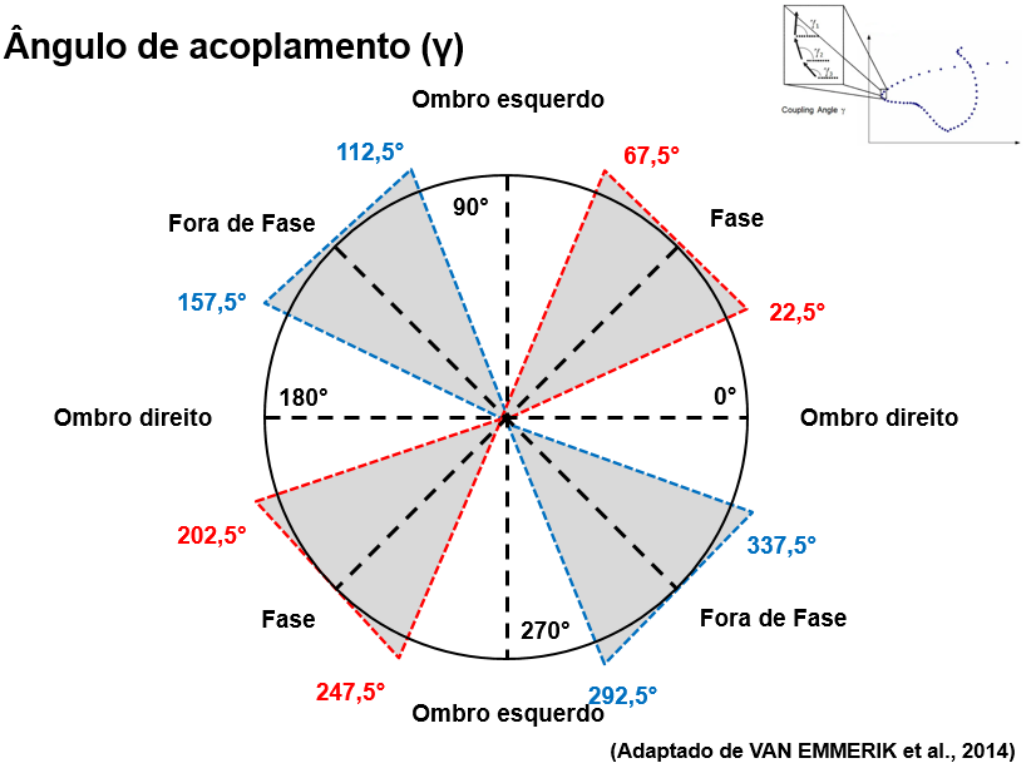


Figura 3. Os intervalos (hachura e em branco) indicam os intervalos usados para identificar os quatro padrões de coordenação: fase do ombro direito (0º≤ γ< 22,5º; 157,5º≤ γ<202,5º; 337,5º≤ γ≤360º), em fase (22,5º≤ γ<67,5º; 202,5º ≤ γ<247,5º), fora de fase (112,5º≤ γ<157,5º; 292,5º≤ γ<337,5º) e fase do ombro esquerdo (67,5º≤ γ<112,5º; 247,5º ≤ γ<292,5º).

3.1.4. Análise estatística

Para todas as variáveis, a média das três tentativas foi utilizada nas análises estatísticas. Para as variáveis de negociação com o degrau e da marcha, utilizamos três análises de multivariância (MANOVA), combinando as variáveis dependentes das pernas de abordagem e suporte. A primeira MANOVA foi para um fator (carga [sem carga, sacola com alça - mãos dominante e não dominante]), com medidas repetidas. A segunda MANOVA foi semelhante à primeira, mas na condição de carga usamos a sacola sem alça. A terceira MANOVA foi para dois fatores (lado [dominante e não dominante] x tipo de sacola [com e sem a alça]), com medidas repetidas para ambos os fatores. Para as variáveis do COM, usamos os mesmos modelos estatísticos, mas, em vez de executar a MANOVA, realizamos análise de variância (ANOVA), pois essas variáveis foram computadas apenas

considerando a perna de abordagem na descida do degrau. Para a análise de coordenação, foram utilizados os mesmos três modelos de MANOVA explicados acima, mas com os modos de coordenação (ombro direito, ombro esquerdo, em fase e fora de fase) como variáveis dependentes. Análises univariadas seguiram cada MANOVA. Análises *a posteriori* com ajustes de Bonferroni foram realizadas quando os efeitos principais ou de interação foram identificados. Também relatamos o Eta-quadrado parcial (η_p^2) para os testes estatísticos. O nível de significância foi estabelecido em α ≤ 0,05.

3.2. Resultados

A força de preensão foi maior para a mão dominante (363,8 ± 90,2 N) do que para a mão não dominante (324,6 ± 89,2 N) (p ≤ 0,0001). A carga média de 7% foi igual a 4,8 ± 0,7 kg.

3.2.1. Coordenação entre os ombros direito e esquerdo

A MANOVA para um fator para os dois tipos de sacola mostrou um efeito principal da carga (com alça: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,934 | sem alça: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,908). Os testes univariados mostraram que o efeito estava presente em três modos de coordenação para os dois tipos de sacola (com alça - ombro direito: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,921; ombro esquerdo: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,941; fora de fase: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,910 | Sem alça - ombro direito: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,922; ombro esquerdo: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,914; fora de fase: p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,857). Nas duas condições da sacola, carregar a sacola com a mão dominante aumentou a fase do ombro esquerdo e diminuiu a fase do ombro direito em comparação com as

condições sem carga e a mão não dominante (p ≤ 0,001, **Figura 4**) e vice-versa quando a carga foi carregada com a mão não dominante (p ≤ 0,019). Além disso, transportar ambos os tipos de sacolas com a mão dominante ou a não dominante reduziu o padrão fora de fase em comparação com a condição sem carga (p ≤ 0,0001).

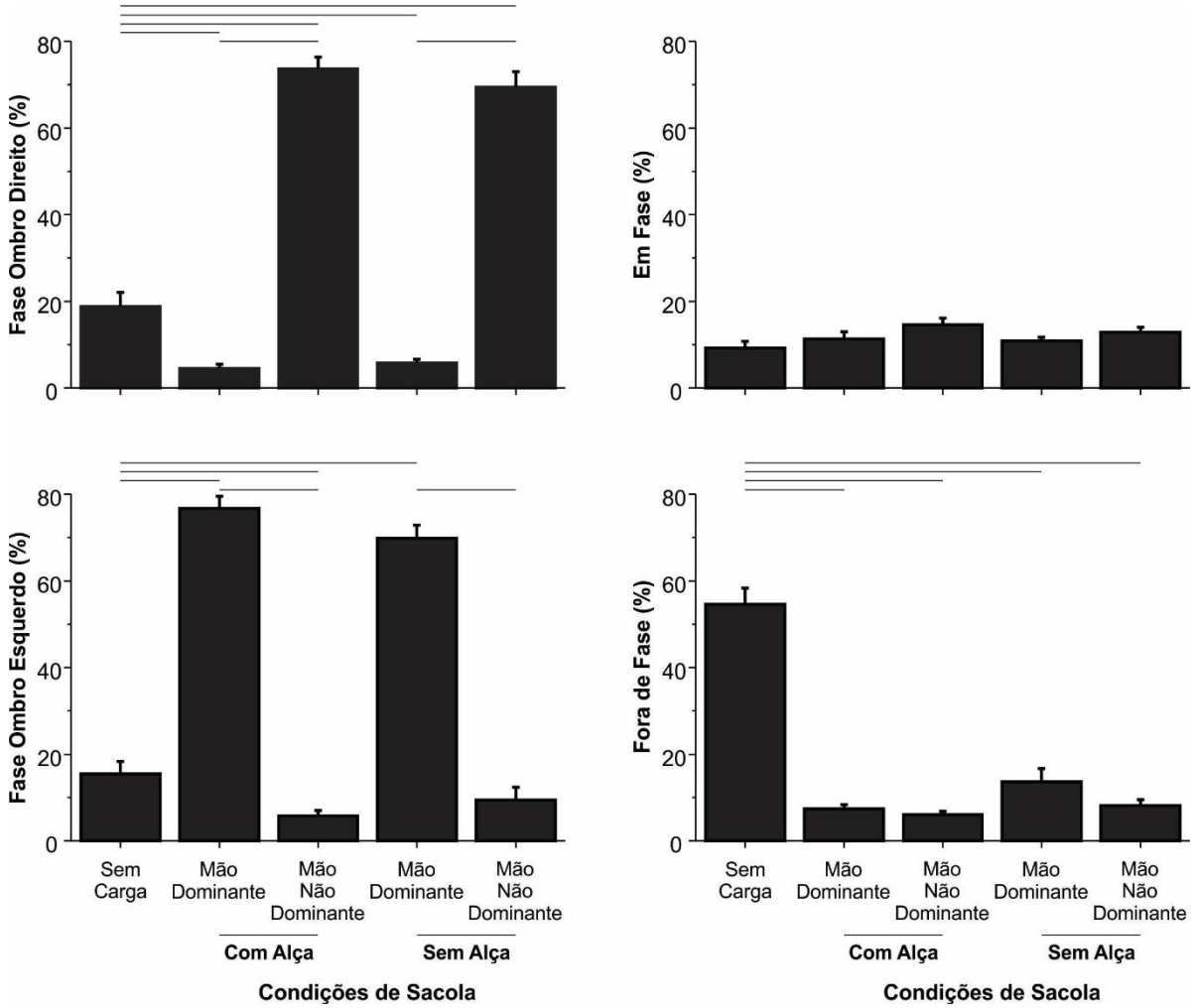


Figura 4. Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) do ombro direito (esquerdo acima), em fase (direito acima), ombro esquerdo (esquerdo abaixo) e coordenação fora de fase (direito abaixo) dos padrões de movimentos de flexão/extensão e o acoplamento entre o ombro direito e esquerdo em todas as condições experimentais. Observe que a soma das quatro fases de cada condição é igual a aproximadamente 100%. Esse valor é aproximado porque os valores relatados nos gráficos representam o valor médio entre os participantes. As linhas horizontais indicam diferenças aos pares entre as condições experimentais (p ≤0,02).

A MANOVA para dois fatores revelou efeitos principais de lado (p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,985) e tipo de sacola (p = 0,049, η_p^2 = 0,496), e uma interação entre esses dois fatores (p

= 0,005, η_p^2 = 0,658). Para o efeito principal de lado, os testes univariados mostraram que o efeito estava presente nas fases do ombro direito e esquerdo (p ≤ 0,0001, η_p^2 = 0,975 e η_p^2 = 0,965, respectivamente) e no padrão em fase (p = 0,041, η_p^2 = 0,236). A fase do ombro direito foi maior na mão não dominante (71,6 ± 2,4%) do que na mão dominante (5,1 ± 0,8%), enquanto a fase do ombro esquerdo apresentou o resultado oposto (dominante: 73,3 ± 2,8% | não dominante: 7,6 ± 1,7%). O padrão de coordenação em fase foi maior para a mão não dominante (13,7 ± 1,1%) do que para a dominante (11,1 ± 1,1%). O efeito do tipo de sacola apareceu apenas no padrão de coordenação fora de fase (p = 0,004, η_p^2 = 0,419). Ao transportar a sacola sem alça, o padrão fora de fase foi maior (10,9 ± 1,2%) do que ao transportar a sacola com alça (6,7 ± 0,6%). A interação foi observada apenas para a fase do ombro esquerdo (p = 0,003, η_p^2 = 0,442). Para o membro dominante, a fase do ombro esquerdo foi maior para a sacola com alça do que para a sacola sem alça, mas não houve diferença para a mão não dominante (**Figura 4**).

3.2.2. Variáveis de negociação de degrau

As variáveis de degrau não foram afetadas por nenhuma das condições de carga (**Tabela 2**).

Tabela 2. Média e erro padrão para os parâmetros espaços-temporais da marcha e variáveis da negociação entre pé e degrau para as pernas de abordagem e suporte em todas as condições experimentais.

	Condições		
Variáveis	**Sem Carga**	**Sacola sem Alça**	**Sacola com Alça**

		Mão Não Dominante	Mão Dominante	Mão Não Dominante	Mão Dominante
		Comprimento da Passada (m)			
Abordagem	1,38 (0,03)	1,38 (0,05)	1,38 (0,04)	1,37 (0,05)	1,37 (0,03)
Suporte	1,46 (0,04)	1,42 (0,04)	1,42 (0,03)	1,41 (0,04)	1,43 (0,03)
		Duração da Passada (s)			
Abordagem	1,16 (0,03)	1,16 (0,03)	1,15 (0,03)	1,13 (0,04)	1,17 (0,02)
Suporte	1,08 (0,02)	1,07 (0,02)	1,07 (0,01)	1,07 (0,01)	1,07 (0,02)
		Velocidade da Passada (m/s)			
Abordagem	1,21 (0,03)	1,19 (0,04)	1,21 (0,03)	1,19 (0,04)	1,18 (0,03)
Suporte	1,36 (0,04)	1,32 (0,04)	1,33 (0,03)	1,32 (0,04)	1,34 (0,03)
		Distância Horizontal Pé-Degrau (m)			
Abordagem	0,88 (0,02)	0,89 (0,03)	0,90 (0,03)	0,92 (0,02)	0,90 (0,04)
Suporte	0,22 (0,02)	0,22 (0,01)	0,21 (0,01)	0,23 (0,01)	0,23 (0,02)
		Distância Vertical Pé-Degrau (m)			
Abordagem	0,07 (0,003)	0,08 (0,003)	0,08 (0,003)	0,08 (0,003)	0,08 (0,003)
Suporte	0,08 (0,003)	0,09 (0,004)	0,08 (0,004)	0,08 (0,004)	0,08 (0,005)
		Distância Horizontal Calcanhar-Degrau (m)			
Abordagem	0,30 (0,02)	0,31 (0,02)	0,31 (0,02)	0,32 (0,01)	0,32 (0,02)
Suporte	0,50 (0,02)	0,48 (0,02)	0,49 (0,02)	0,49 (0,02)	0,48 (0,02)
		Distância Horizontal Degrau-Pé (m)			
Abordagem	0,36 (0,02)	0,33 (0,02)	0,34 (0,02)	0,34 (0,01)	0,34 (0,02)
Suporte	1,09 (0,04)	1,04 (0,04)	1,06 (0,02)	1,06 (0,02)	1,05 (0,03)

3.2.3. Variáveis do centro de massa

Para o COM, as diferenças observadas foram restritas às diferenças do lado que carregava a sacola, exceto a amplitude do ML (**Tabela 3**). Para a amplitude ML, a ANOVA para um fator mostrou um efeito principal de carga para a sacola sem alça ($p = 0{,}004$, $\eta_p^2 = 0{,}287$). O transporte da sacola na mão dominante ou não dominante reduziu a amplitude ML do COM em comparação com a condição sem carga ($p \leq 0{,}039$). Para as demais variáveis, não houve diferença entre as condições de carga. Para o pico de velocidade AP e velocidade AP no contato do pé após a descida, a ANOVA para dois fatores exibiu um

efeito principal de lado (p = 0,002 e p = 0,043, η_p^2 = 0,453 e η_p^2 = 0,233, respectivamente). A velocidade AP aumentou ao carregar a sacola com mão não dominante em comparação com a dominante (p < 0,04).

Tabela 3. Média e erro padrão das variáveis do centro de massa em todas as condições experimentais.

Variáveis	Condições					Diferenças
	Sem Carga	Sacola Sem Alça		Sacola Com Alça		
		Mão Não Dominante	Mão Dominante	Mão Não Dominante	Mão Dominante	
Amplitude ML (m)	0,21 (0,02)	0,15 (0,02)	0,16 (0,02)	0,17 (0,02)	0,19 (0,03)	ANOVA 1 fator (Sacola sem alça): Sem carga > Dominante e Não Dominante ($p \leq 0,039$).
Altura no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m)	0,79 (0,01)	0,79 (0,01)	0,79 (0,01)	0,79 (0,01)	0,79 (0,02)	Sem diferença.
Pico de Velocidade ML (m/s)	0,111 (0,004)	0,114 (0,006)	0,106 (0,006)	0,113 (0,007)	0,141 (0,031)	Sem diferença.
Pico de Velocidade AP (m/s)	1,52 (0,044)	1,56 (0,042)	1,52 (0,042)	1,55 (0,040)	1,50 (0,042)	ANOVA 2 fatores: Não Dominante > Dominante ($p = 0,002$) 1 fator (Sacola sem alça): Não Dominante > Dominante ($p = 0,034$).
Pico de Velocidade Vertical (m/s)	0,36 (0,032)	0,34 (0,027)	0,31 (0,028)	0,29 (0,037)	0,34 (0,027)	Sem diferença.
Velocidade ML no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	0,044 (0,007)	0,053 (0,008)	0,038 (0,008)	0,049 (0,010)	0,037 (0,009)	Sem diferença.
Velocidade AP no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	1,38 (0,042)	1,40 (0,040)	1,37 (0,040)	1,39 (0,035)	1,37 (0,039)	ANOVA 2 fatores: Não Dominante > Dominante ($p = 0,043$).
Velocidade Vertical no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	-0,60 (0,024)	-0,61 (0,022)	-0,61 (0,024)	-0,57 (0,051)	-0,63 (0,022)	Sem diferença.

3.3. Discussão

Investigamos o efeito de carregar uma carga usando diferentes tipos de sacola com as mãos dominante e não dominante na coordenação dos membros superiores, adaptações globais (COM) e locais (degrau) em uma tarefa de descer um degrau em adultos jovens. Descobrimos que carregar uma carga restringiu o movimento do membro superior, conforme demonstrado pelo aumento das fases do ombro direito e esquerdo ao usar as mãos não dominante e dominante, respectivamente. Houve também uma redução no padrão de coordenação fora de fase ao carregar a sacola. Apesar dessas mudanças na coordenação do membro superior, as variáveis de negociação com o degrau não foram afetadas pela presença da carga.

Para o COM, houve um aumento na velocidade AP ao carregar qualquer uma das sacolas com a mão não dominante. Embora estatisticamente significativo, esse aumento deve ser observado com cautela devido à pequena diferença. O transporte de carga assimétrico com a mão não dominante parece afetar a estabilidade do corpo, porque o aumento da velocidade da COM contribui para reduzir a margem de estabilidade durante a caminhada (RINALDI; MORAES, 2015). Especulamos que o uso da mão não dominante resulta em controle deficiente (SAINBURG; KALAKANIS, 2000; SANTOS et al., 2015) que poderia comprometer a manipulação da sacola, o que, por sua vez, contribuiu para acelerar o avanço do corpo. É possível que esse controle inadequado exija mais atenção, o que poderia prejudicar o controle da marcha, uma vez que há evidências de priorização de tarefas quando realizada concomitante à marcha, em que adultos demonstram priorizar a marcha em detrimento da tarefa

secundária (HOLLMAN et al., 2004; HOLLMAN et al., 2007; HOLTZER et al. 2012).

Curiosamente, a amplitude ML do COM diminuiu ao transportar a sacola sem alça em comparação com a condição sem carga. Ao transportar a sacola, os participantes usaram um controle mais conservador da amplitude ML do COM e restringiram deliberadamente o movimento no plano frontal para impedir que a sacola batesse na perna ao mudar a direção do COM de um lado para o outro. Os participantes foram mais capazes de restringir a amplitude ML do COM ao usar a sacola sem alça, o que leva a sugerir um controle mais rígido do movimento quando a carga se posiciona mais próxima ao corpo.

3.3.1. Transportar uma carga modificou a coordenação do membro superior

O uso do *vector coding* nos permitiu identificar e quantificar os modos de coordenação presentes no ciclo da marcha (CHANG et al., 2008; VAN EMMERIK et al., 2014). Com base em um estudo anterior, esperávamos que o padrão fora de fase fosse predominante na condição sem carga (~ 60% do ciclo da marcha), seguido pelas fases do ombro direito/esquerdo (~ 15% cada) e o padrão em fase raramente presente (<10%) (RINALDI et al., 2017). Os resultados para a condição sem carga foram próximos a esses valores, mesmo que nossos participantes tenham descido o degrau.

Transportar uma carga alterou a coordenação do membro superior na condição da sacola. A presença da carga aumentou a fase do ombro contralateral à da carga, enquanto a fase do ombro ipsilateral diminuiu. Essa descoberta significa que o membro que carregava a carga praticamente não se

moveu ao descer o degrau. Simultaneamente, como hipotetizado, houve uma redução no padrão de coordenação fora de fase com a carga. Esse padrão fora de fase é conhecido por ajudar a compensar o momento angular do tronco (ELFMAN, 1939; BRUIJN et al., 2008). É possível que a carga por si só tenha sido suficiente para compensar o momento angular do tronco. A restrição de movimento do membro superior que carregava a carga poderia ter sido suficiente para atenuar qualquer perturbação resultante do transporte de carga assimétrico.

Donker et al. (2005) não encontraram alteração na coordenação do membro superior durante a caminhada com a adição de carga leve (1,8 kg) no punho. Dois aspectos podem explicar esses resultados inconsistentes. Primeiro, a carga foi mais pesada no presente estudo (~ 3 vezes) do que no estudo de Donker et al. (2005), o que levou a uma restrição física de movimento do braço. Manter o movimento típico do braço com essa carga resultaria potencialmente em aumento do custo energético. Segundo, o uso de uma sacola altera a dinâmica da tarefa em comparação com a massa presa ao pulso. O fato de a carga estar distal em relação à mão pode gerar movimentos aleatórios e perturbadores se a mão estiver se movendo para frente e para trás. Assim, a combinação da quantidade de carga e das características da sacola foi responsável por alterar a coordenação do membro superior no presente estudo.

3.3.2. O carregamento de uma carga não afetou as variáveis de negociação do degrau

Apesar das mudanças na coordenação dos membros superiores, as

adaptações da marcha para negociar com o degrau não foram afetadas. O controle adequado da colocação dos pés e sua trajetória são condições necessárias para evitar tropeços na borda do degrau. Assim, os adultos jovens foram capazes de compensar o transporte de carga assimétrico, como mostrou Matsuo et al. (2008). Eles podem ter priorizado o controle desses parâmetros para garantir a estabilidade do corpo inteiro. Por outro lado, nossos resultados contradizem os achados de Madehkhaksar e Egges (2016), que mostraram que carregar um copo de água reduzia a velocidade de caminhada ao descer uma escada com quatro degraus. A tarefa do estudo acima possuía uma demanda de exatidão maior que a nossa, e esse aspecto pode ser suficiente para restringir a tarefa de caminhar. Além disso, o fato de seus participantes executarem a tarefa em uma escada também pode influenciar, pois a demanda é maior do que descer um degrau, como no presente estudo.

3.4. Conclusão

O transporte de carga assimétrico alterou o padrão de coordenação, reduzindo o movimento do membro que conduzia a carga e diminuindo o padrão de coordenação fora de fase. Embora essas mudanças na coordenação dos membros superiores tenham o potencial de comprometer a estabilidade do corpo, a negociação do degrau não foi afetada pela tarefa de carregar a carga. Assim, adultos jovens e saudáveis, carregando uma carga moderada, foram capazes de compensar os distúrbios causados pelo transporte de carga e não comprometeram a tarefa de descer um de degrau.

4. ESTUDO 2

4.1. Métodos

4.1.1. Participantes

Participaram deste estudo quatorze idosos (5 homens e 9 mulheres; 70,5 ± 5,2 anos; 1,61 ± 0,09 m; 67,9 ± 10,8 kg). O comitê de ética local aprovou todos os procedimentos (ANEXO I) e os participantes assinaram um termo de consentimento antes do experimento (APÊNDICE III). Todos os participantes possuíam dominâncias manual e pedal direitas (OLDFIELD, 1971; ELIAS et al., 1998; ANEXOS II e III), com visão normal ou corrigida por lentes aferida através do Teste de Snellen (STRONG; WOO, 1985; ALEXANDER et al., 2014) e sem distúrbio musculoesquelético autorrelatado que afetasse o desempenho da tarefa.

4.1.2. Procedimentos

Inicialmente, foi realizada uma anamnese para o registro de dados pessoais, escolaridade, uso de medicamentos, relato de problemas de saúde, relato de quedas, aferição da estatura e massa corporal (APÊNDICE I). Com o intuito de caracterizar a amostra, uma bateria de testes foi realizada para avaliar o nível de atividade física, capacidades cognitiva, executiva e funcional, dominância lateral, força de preensão manual de ambos os membros e acuidade visual. Estes três últimos foram avaliados através do questionário de dominância

de membros inferiores de Waterloo (ELIAS et al., 1998; ANEXO III) e do inventário de dominância lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971; ANEXO II), dinamômetro (Crown MANUAL - cap. 100KgF) e o teste de Snellen (STRONG; WOO, 1985), respectivamente. O nível de atividade física foi avaliado através do questionário de Baecke modificado para idosos (VOORRIPS et al., 1991; ANEXO V). Para avaliar as capacidades cognitivas os participantes realizaram o Mini Exame de Estado Mental (MEEM, BRUCKI et al., 2003; ANEXO VI). A capacidade de funções executivas de rastreamento, atenção e função motora foi avaliada através do Teste das Trilhas Partes A e B (TOMBAUGH, 2004; ANEXO VII). A mobilidade funcional foi mensurada pelo MiniBEST Teste (FRANCHIGNONI et al., 2010; MAIA et al., 2013; ANEXO VIII).

Os demais procedimentos foram os mesmos descritos no *Estudo 1* e ilustrados na **Figura 1**.

4.1.3. Análise de dados

A análise dos dados seguiu a mesma descrição do *Estudo 1*, com a inclusão da análise da margem de estabilidade dinâmica, com o intuito de avançar na compreensão do controle da estabilidade durante a descida do degrau.

Tendo como base a posição e a velocidade do COM, foi calculada a margem de estabilidade dinâmica (MED) nas direções AP e ML de acordo com Hof et al. (2005) no momento do toque do pé no solo. Para o cálculo da MED, foi inicialmente calculada a posição do centro de massa extrapolado (XcoM), conforme a Equação 2 a seguir:

$$XcoM = COM + \frac{C\dot{O}M}{\omega_o} \qquad \text{Equação 2}$$

onde COM representa a posição atual do COM, $C\dot{O}M$ representa velocidade atual do COM, e $\omega_o = \sqrt{g/l}$ (g é a aceleração da gravidade e l representa a altura do COM). A partir da posição XcoM, a MED foi calculada conforme a Equação 3 abaixo (MORAES et al., 2007):

$$MED = Borda\ do\ Pé - XcoM \qquad \text{Equação 3}$$

onde a borda do pé na direção AP foi determinada pela posição do marcador do 2° metatarso e na direção ML pelo marcador localizado no maléolo lateral (**Figura 5**).

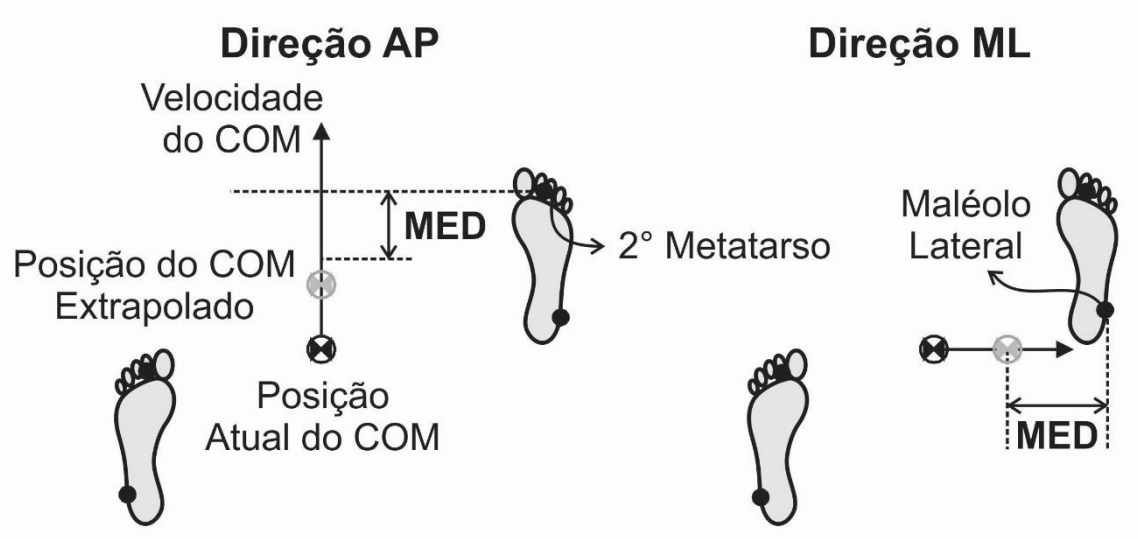


Figura 5. Ilustração da Margem de Estabilidade Dinâmica.

4.1.4. Análise estatística

Para todas as variáveis, foram calculadas as médias das três tentativas de cada condição experimental para fins de análise estatística. Foram usados três modelos estatísticos: modelo 1: MANOVA para um fator com medidas repetidas (Carga [sem carga, sacola com alça na mão dominante, sacola com alça na mão não dominante]); modelo 2: MANOVA para um fator com medidas repetidas (Carga [sem carga, sacola sem alça na mão dominante, sacola sem alça na mão não dominante]); modelo 3 para dois fatores com medidas repetidas (Lado [dominante e não dominante] x Tipo de Sacola [com e sem alça]). Para as variáveis de coordenação intermembros, os quatro modos de coordenação (fase do ombro direito, fase do ombro esquerdo, em fase e fora de fase) foram agrupados nas MANOVAs. Para as variáveis espaço-temporais da marcha e de negociação do degrau, as variáveis dependentes foram agrupadas em perna de abordagem e de suporte. Para a MED, as variáveis foram agrupadas de acordo com os contatos dos pés no solo referentes à aproximação do degrau: N-2 (contato da perna de abordagem antes do degrau; N-1 (contato da perna de suporte antes do degrau e N (contato da perna de abordagem após o degrau, separadamente para as direções AP e ML.

Todas as MANOVAs foram seguidas de testes univariados. Testes a posteriori com ajuste de Bonferroni foram usados para localizar as diferenças para os efeitos principais e interações. Para identificar o tamanho dos efeitos foi relatado o Eta-quadrado parcial (η_p^2) para os testes. O nível de significância adotado foi de $\alpha \leq 0{,}05$.

4.2. Resultados

4.2.1. Caracterização da amostra

Os resultados das avaliações de força de preensão manual não apresentaram diferenças entre os membros dominante e não dominante (p=0,11). O nível de atividade física foi baixo (Baecke: 5,0±0,8), conforme a classificação proposta por Uedo et al. (2013) cuja nota de corte é de ≤ 9,1 pontos. O MEEM (29,2±0,3) e o MiniBEST Teste (26,7±0,7) apresentaram níveis de classificação acima das notas de corte dos respectivos testes (BRUCKI et al., 2003; FOLSTEIN et al., 1975; MAIA et al., 2013). Contudo, os testes das trilhas Partes A (44,2±4,5 s) e B ((102,7±13,7 s) apresentaram-se abaixo dos níveis exigidos pelos testes (TOMBAUGH, 2004) (**Tabela 4**).

Tabela 4. Características dos participantes e resultados das avaliações de força de preensão, carga da sacola, nível de atividade física, função cognitiva, postural e executiva.

Participantes	Sexo[+]	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (kg)	Carga de 7% (kg)	FPM* Mão Dominante (kgf)	FPM* Mão Não Dominante (kgf)	Baecke[#] (escore)	MEEM[@] (escore)	MiniBEST[&] (escore)	TT Parte A[$] (s)	TT Parte B[$] (s)
1	M	64	1,75	88,9	6,2	42,5	36,5	5,8	30	28	53	93
2	M	69	1,53	56,3	3,9	16,5	16,0	3,9	30	27	48	129
3	F	71	1,53	70,5	4,9	22,5	20,0	6,3	30	28	67	135
4	F	67	1,60	63,8	4,5	29,5	23,5	12,4	30	28	29	41
5	F	77	1,83	81,0	5,7	57,0	53,0	8,7	30	27	53	126
6	F	72	1,60	71,4	5,0	26,0	24,0	0,3	27	28	32	90
7	F	71	1,63	78,4	5,5	34,5	32,5	6,3	27	25	53	126
8	M	81	1,58	66,2	4,6	13,5	25,0	5,2	28	18	91	237
9	M	64	1,63	68,2	4,8	45,5	46,5	5,1	30	28	32	73
10	F	65	1,49	72,7	0,9	16,5	15,0	3,5	30	28	24	51
11	M	76	1,68	52,9	3,7	36,0	31,5	0,0	30	28	33	60
12	F	66	1,56	50,5	3,5	30,0	26,0	4,4	29	28	45	61
13	F	75	1,54	59,7	4,2	20,0	20,0	5,0	28	25	29	173
14	F	69	1,61	70,6	4,9	26,0	21,0	3,5	30	28	29	43
Média		70,5	1,61	67,9	4,5	29,7	27,9	5,0	29,2	26,7	44,2	102,7
Desvio Padrão		5,2	0,09	10,8	1,3	12,4	11,1	3,1	1,2	2,7	18,5	55,9
Erro Padrão		1,3	0,02	2,6	0,3	3,0	2,7	0,8	0,3	0,7	4,5	13,6

[+]Sexo: M – Masculino, F – Feminino; *Força de Preensão Manual; [#]Questionário de Baecke; [@]Mini Exame de Estado Mental; [&]MiniBEST Teste; [$] Teste das Trilhas.

4.2.2. Coordenação intermembros: ombros direito e esquerdo

As MANOVAs para um fator identificaram efeito principal de carga para os dois tipos de sacola (com alça: p≤0,0001, η_p^2=0,937 | sem alça: p≤0,0001, η_p^2=0,910). Os testes univariados mostraram que o efeito da carga ocorreu nos quatro modos de coordenação para os dois tipos de sacola (com alça: ombro direito: p≤0,0001, η_p^2=0,907; ombro esquerdo: p≤0,0001, η_p^2=0,936; fora de fase: p≤0,0001, η_p^2=0,905; em fase: p=0,007, η_p^2=0,336 | sem alça ombro direito: p≤0,0001, η_p^2=0,898; ombro esquerdo: p≤0,0001, η_p^2=0,884; fora de fase: p≤0,0001, η_p^2=0,862; em fase: p=0,004, η_p^2=0,393).

Em ambas as condições de sacola, o transporte com a mão dominante aumentou a fase do ombro esquerdo quando comparado com o transporte na mão não dominante e sem carga (p≤0,0001). Houve ainda uma redução da fase do ombro esquerdo quando a carga foi transportada na mão não dominante em comparação à condição sem carga (p≤0,005). Por outro lado, o transporte da carga na mão não dominante aumentou a fase do ombro direito em comparação com a condição de transporte com a mão dominante e sem carga (p≤0,0001, **Figura 6**). Para os outros modos de coordenação, os resultados mostraram um aumento no padrão em fase quando o transporte foi realizado com a mão dominante em comparação a sem carga para os dois tipos de sacola (p≤0,040) e uma diminuição no padrão fora de fase para o transporte com as mãos dominante e não dominante em relação à condição sem carga (p≤0,0001).

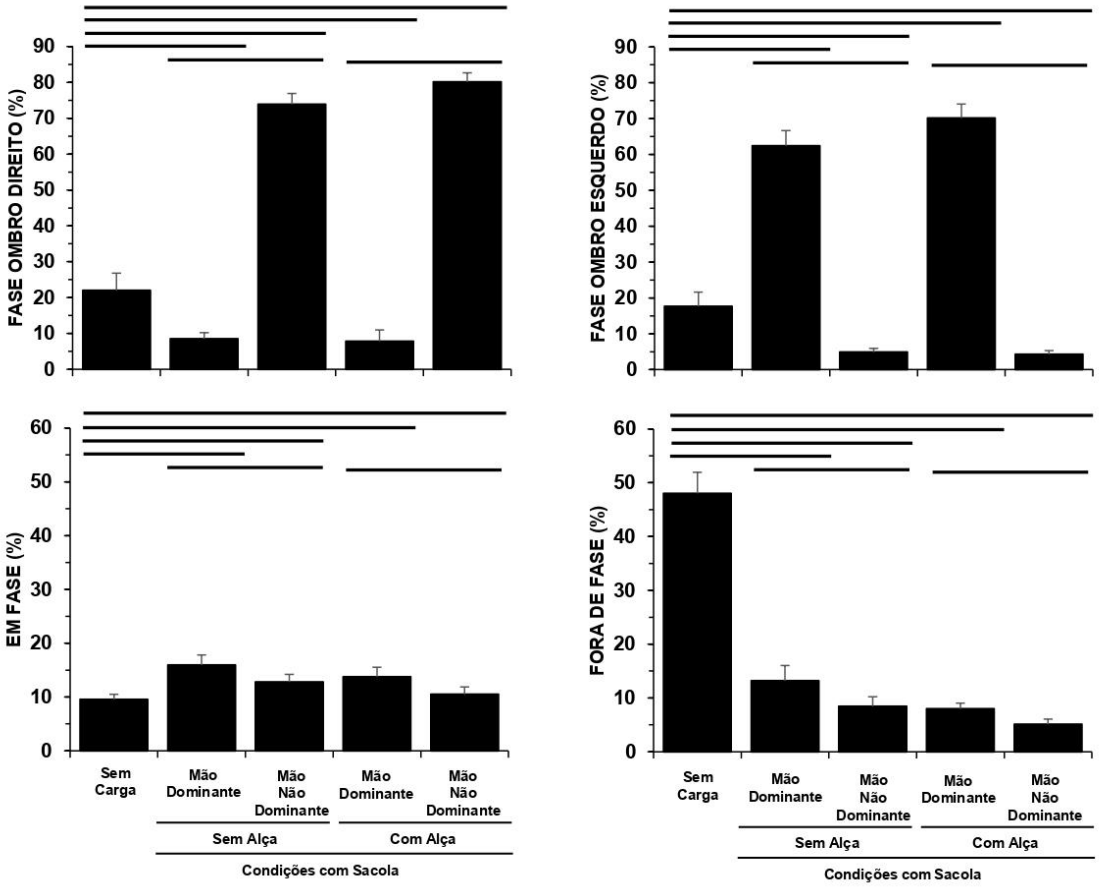


Figura 6. Média e erro padrão da frequência de ocorrência (%) do ombro direito (esquerdo acima), em fase (direito acima), ombro esquerdo (esquerdo abaixo) e coordenação fora de fase (direito abaixo) dos padrões de movimentos de flexão/extensão e o acoplamento entre o ombro direito e esquerdo em todas as condições experimentais. A soma das quatro fases de cada condição é igual a aproximadamente 100%. Esse valor é aproximado porque os valores relatados nos gráficos representam o valor médio entre os participantes. As linhas horizontais indicam diferenças aos pares entre as condições experimentais (p≤0,0001).

A MANOVA para dois fatores revelou efeitos principais de lado (p≤0,0001, η_p^2=0,966) e tipo de sacola (p=0,034, η_p^2=0,691). Para o efeito de lado, os testes univariados mostraram o efeito em todos os modos de coordenação: fase do ombro direito (p≤0,0001, η_p^2=0,965), fase do ombro esquerdo (p≤0,0001, η_p^2=0,955), em fase (p=0,022, η_p^2=0,394) e fora de fase (p=0,014, η_p^2=0,433). A fase do ombro direito foi maior para o membro não dominante (76,5±2,7%) do que para o membro dominante (8,3±1,9%), enquanto que a fase do ombro esquerdo apresentou o resultado oposto (dominante: 66,2±4,0% | não

dominante: 4,7±1,0%). Os padrões de coordenação em fase e fora de fase foram maiores para o membro dominante (em fase: 15,1±1,7% | fora de fase: 10,3±1,6%) do que para o membro não dominante (em fase: 11,9±1,3% | fora de fase: 6,9±1,3%). Para o tipo de sacola, o efeito esteve presente na fase do ombro esquerdo (p=0,031, η_p^2=0,358) e fora de fase (p=0,021, η_p^2=0,399) (**Figura 6**).

O transporte da carga na sacola com alça aumentou a fase do ombro esquerdo (37,3±2,4%) comparado com a sacola sem alça (33,7±2,2%). Por sua vez, o padrão fora de fase aumentou para a sacola sem alça (10,8±2,1%) em comparação a sacola com alça (6,4±0,8%).

4.2.3. Variáveis espaço-temporais e de negociação com o degrau

As variáveis espaço-temporais da marcha não sofreram efeito da carga, tipo de sacola ou lado que transportava a carga (**Tabela 5**). Entretanto, alguns efeitos apareceram para as variáveis de negociação com o degrau. Para a distância vertical pé-degrau, a MANOVA para dois fatores identificou efeito principal de tipo de sacola (p=0,045, η_p^2=0,465). Os testes univariados identificaram esse efeito somente para a perna de suporte (p=0,013, η_p^2=0,444).

A distância vertical pé-degrau para a perna de suporte foi maior quando carregando a sacola com alça do que a sacola sem alça (**Tabela 5**). Além disso, a MANOVA para um fator para a sacola com alça identificou efeito principal de carga (p=0,026, η_p^2=0,210). Os testes univariados mostraram que esse efeito foi significativo para as pernas de abordagem (p=0,029, η_p^2=0,255) e de suporte (p=0,006, η_p^2=0,345). Em ambas as pernas, a distância horizontal pé-degrau foi maior para a condição sem carga do que para a condição de transporte da carga

com a mão não dominante (**Tabela 5**).

4.2.4. Variáveis do centro de massa

Para a altura do centro de massa no momento do contato do pé no solo ao descer o degrau, a ANOVA para dois fatores identificou efeito principal de lado (p=0,008, η_p^2=0,522). O centro de massa estava mais baixo quando a carga foi transportada com a mão dominante (**Tabela 6**). Para a velocidade vertical no momento do contato do pé no solo, a ANOVA para um fator (sacola com alça) evidenciou efeito da carga (p=0,010, η_p^2=0,370). A velocidade vertical de contato foi menor quando a carga fora conduzida na mão não dominante comparada a condição sem carga (**Tabela 6**). Ainda para esta variável, a ANOVA para dois fatores identificou efeito principal do lado que transportou a carga (p=0,002, η_p^2=0,619). Quando a carga foi transportada pelo membro dominante, a velocidade vertical no contato do pé foi maior do que quando transportada pelo membro não dominante (**Tabela 6**).

Tabela 5. Média e erro padrão para os parâmetros espaço-temporais da marcha e variáveis da relação entre pé e degrau para as pernas de abordagem e suporte em todas as condições experimentais (continua).

Variáveis	Condições					Diferenças
	Sem Carga	Sacola sem Alça		Sacola com Alça		
		Mão Não Dominante	Mão Dominante	Mão Não Dominante	Mão Dominante	
Comprimento da Passada (m)						
Abordagem	1,18 (0,03)	1,15 (0,04)	1,16 (0,03)	1,19 (0,02)	1,18 (0,03)	Sem diferença.
Suporte	1,21 (0,04)	1,21 (0,03)	1,20 (0,04)	1,19 (0,03)	1,19 (0,03)	Sem diferença.
Duração da Passada (s)						
Abordagem	1,10 (0,03)	1,10 (0,03)	1,12 (0,03)	1,10 (0,03)	1,13 (0,03)	Sem diferença.
Suporte	1,02 (0,02)	1,04 (0,02)	1,04 (0,02)	1,04 (0,02)	1,04 (0,02)	Sem diferença.
Velocidade da Passada (m/s)						
Abordagem	1,10 (0,04)	1,05 (0,04)	1,05 (0,04)	1,09 (0,03)	1,06 (0,03)	Sem diferença.
Suporte	1,21 (0,05)	1,17 (0,03)	1,17 (0,04)	1,17 (0,03)	1,16 (0,04)	Sem diferença.
Distância Horizontal Pé-Degrau (m)						
Abordagem	0,68 (0,04)	0,68 (0,03)	0,65 (0,03)	0,71 (0,03)	0,70 (0,03)	Sem diferença.
Suporte	0,08 (0,01)	0,09 (0,02)	0,08 (0,02)	0,11 (0,02)	0,11 (0,02)	Sem diferença.
Distância Vertical Pé-Degrau (m)						
Abordagem	0,077 (0,004)	0,081 (0,005)	0,079 (0,004)	0,081 (0,004)	0,081 (0,004)	Sem diferença.
Suporte	0,067 (0,003)	0,064 (0,005)	0,065 (0,004)	0,067 (0,004)	0,068 (0,005)	ANOVA 2 fatores: Com Alça > Sem Alça (p=0,013)
Distância Horizontal Calcanhar-Degrau (m)						
Abordagem	0,26 (0,02)	0,26 (0,02)	0,25 (0,02)	0,24 (0,02)	0,24 (0,02)	Sem diferença.
Suporte	0,44 (0,01)	0,42 (0,01)	0,41 (0,02)	0,41 (0,02)	0,40 (0,02)	Sem diferença.

(continuação)

Variáveis	Sem Carga	Condições				Diferenças
		Sacola sem Alça		Sacola com Alça		
		Mão Não Dominante	Mão Dominante	Mão Não Dominante	Mão Dominante	
Distância Horizontal Degrau-Pé (m)						
Abordagem	0,272 (0,027)	0,271 (0,022)	0,268 (0,025)	0,249 (0,023)	0,252 (0,023)	ANOVA 1 fator (Sacola Com Alça): Sem Carga > Não Dominante (p=0,025)
Suporte	0,912 (0,037)	0,910 (0,029)	0,897 (0,033)	0,880 (0,034)	0,878 (0,035)	ANOVA 1 fator (Sacola Com Alça): Sem Carga > Não Dominante (p=0,033)

Tabela 6. Média e erro padrão das variáveis do centro de massa em todas as condições experimentais.

Variáveis	Condições					Diferenças
	Sem Carga	Sacola Sem Alça		Sacola Com Alça		
		Mão Não Dominante	Mão Dominante	Mão Não Dominante	Mão Dominante	
Amplitude ML (m)	0,03 (0,01)	0,03 (0,006)	0,04 (0,01)	0,03 (0,003)	0,04 (0,01)	Sem diferença.
Altura no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m)	0,792 (0,011)	0,789 (0,012)	0,784 (0,011)	0,794 (0,012)	0,788 (0,011)	ANOVA 2 fatores: Não Dominante > Dominante (p=0,008)
Pico de Velocidade ML (m/s)	0,17 (0,01)	0,19 (0,02)	0,19 (0,02)	0,18 (0,02)	0,18 (0,01)	Sem diferença.
Pico de Velocidade AP (m/s)	1,34 (0,05)	1,34 (0,03)	1,32 (0,05)	1,34 (0,03)	1,32 (0,04)	Sem diferença.
Pico de Velocidade Vertical (m/s)	0,12 (0,01)	0,14 (0,008)	0,12 (0,009)	0,14 (0,01)	0,14 (0,008)	Sem diferença.
Velocidade ML no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	0,14 (0,02)	0,15 (0,02)	0,14 (0,02)	0,16 (0,02)	0,14 (0,02)	Sem diferença.
Velocidade AP no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	1,31 (0,06)	1,30 (0,04)	1,26 (0,05)	1,29 (0,04)	1,28 (0,04)	Sem diferença.
Velocidade Vertical no Momento do Contato do Pé ao Descer o Degrau (m/s)	-0,586 (0,017)	-0,540 (0,022)	-0,582 (0,019)	-0,548 (0,012)	-0,582 (0,017)	ANOVA 1 fator (Sacola Com Alça): Sem Carga > Não Dominante (p=0,014) ANOVA 2 fatores: Dominante > Não Dominante (p=0,002)

4.2.5. Margem de estabilidade dinâmica

Na direção AP, nenhuma das MANOVAs identificou efeito do tipo de sacola e do lado de transporte (**Figura 7**). Assim, o transporte de carga não afetou a estabilidade na direção AP.

Na direção ML, as MANOVAs para um fator evidenciaram efeitos da carga para os dois tipos de sacola (com alça: p≤0,0001, η_p^2=0,740 | sem alça: p≤0,0001, η_p^2=0,773). Os testes univariados mostraram que esse efeito ocorreu nos três passos analisados: N-2 (com alça: p≤0,0001, η_p^2=0,857 | sem alça: p≤0,0001, η_p^2=0,901), N-1 (com alça: p≤0,0001, η_p^2=0,853 | sem alça: p≤0,0001, η_p^2=0,766) e N (com alça: p≤0,0001, η_p^2=0,873 | sem alça: p≤0,0001, η_p^2=0,823). Para os dois tipos de sacola, houve diferença entre todas as condições experimentais. O transporte da carga com o membro dominante aumentou a MED nos passos N-2 e N (p≤0,001) em relação às demais condições. No passo N-1, a MED aumentou com o transporte da carga com a mão não dominante. Em todos os passos, a condição sem carga sempre representou a MED intermediária entre as outras duas condições (**Figura 7**).

A MANOVA para dois fatores identificou efeito principal de lado do transporte da carga (p≤0,0001, η_p^2=0,965). Os testes univariados identificaram esse efeito para todos os passos (p≤0,0001). A MED foi maior nos passos N-2 e N com o transporte da carga com a mão dominante e maior no passo N-1 quando a carga foi transportada com a mão não dominante.

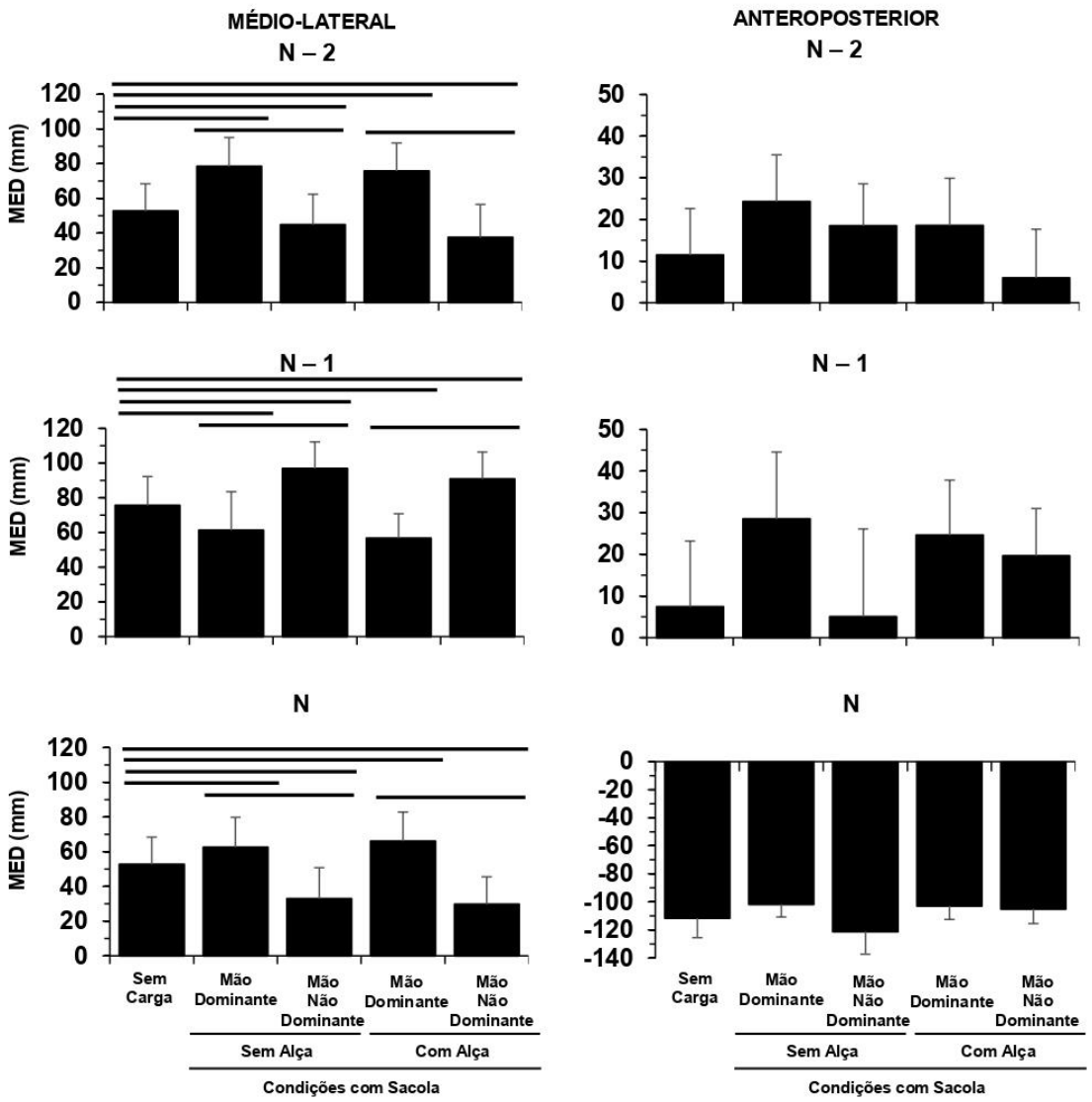


Figura 7. Média e erro padrão da margem de estabilidade dinâmica (MED) para todas as condições experimentais nas direções anteroposterior (AP, à esquerda) e médio-lateral (ML, à direita) para os passos N-2 (contato do pé da perna de abordagem antes do degrau, acima), N-1 (contato do pé da perna de suporte antes do degrau, no meio), e N (contato do pé da perna de abordagem após o degrau, abaixo). As linhas horizontais indicam os pares das diferenças.

4.3. Discussão

A proposta deste estudo foi investigar o efeito de carregar uma carga em diferentes tipos de sacolas na coordenação dos membros superiores, no controle postural, assim como nos parâmetros de negociação durante a descida de um degrau em idosos. Ficou evidente que a presença da carga provocou alterações nos padrões de coordenação dos ombros dos idosos, levando-os a um aumento das fases dos

ombros contralaterais à carga, aumento do padrão em fase e diminuição do padrão fora de fase. Nos parâmetros espaço-temporais da marcha e de negociação com o degrau foram encontrados uma diminuição da distância de colocação do pé após a descida em ambas as pernas quando a carga foi carregada na sacola com alça pela mão não dominante e um aumento da distância vertical de passagem do pé da perna de suporte sobre o degrau quando carregava a carga na mesma sacola. Foram observados efeitos da presença da carga na altura e na velocidade vertical do COM no momento do contato do pé no nível abaixo quando carregada na mão dominante apresentando menor altura e maior velocidade do que com a mão não dominante. Para a MED AP, a carga não exerceu efeito, contudo foram observados valores negativos no passo da descida do degrau, indicando maior risco de queda. Em contrapartida, identificou-se uma redução na MED ML no passo contralateral à carga e aumento nos passos ipsilaterais à carga, indicando, neste caso, maior estabilidade.

4.3.1. O transporte de carga modificou a coordenação entre os ombros direito e esquerdo

A proporção dos padrões de coordenação distribuídos no ciclo da marcha em idosos foram parcialmente similares com os resultados de Rinaldi et al. (2017), em que idosos apresentaram predominância maior do padrão fora de fase (~ 60% do ciclo) seguida de aproximadamente 18% de fases de ombro direito e esquerdo e uma predominância mínima do padrão em fase (< 5%) durante a marcha em superfície plana e nivelada. Os resultados do presente estudo apresentaram padrões de ombros direito e esquerdo similares, porém com diferença nos padrões fora de fase (~ 50% do ciclo) e em fase (~ 10%). Essa diferença entre os estudos pode estar relacionada a presença do degrau, uma vez que no estudo anterior os idosos caminhavam em

uma superfície nivelada e neste o percurso possuía um degrau. Dessa maneira, o fato de descer um degrau provocou uma redução no padrão fora de fase que foi compensada com um aumento do padrão em fase, ou seja, os idosos exibiram um controle na coordenação dos ombros mais rígido.

Na presença da carga, os idosos exibiram alterações em todos os modos de coordenação de acordo com as condições de lado do corpo e de tipo de sacola. No estudo de Silva et al. (2019), adultos jovens também apresentaram as mesmas alterações, exceto no padrão em fase. Ao carregar a sacola, os idosos tiveram um aumento da fase do ombro contralateral à carga, enquanto a fase do ombro ipsilateral diminuiu. Isto significa que o membro que transportou a carga praticamente não se moveu ao descer o degrau. Em acréscimo, houve uma redução no padrão de coordenação fora de fase com a carga, o que influencia no controle do momento angular do tronco (ELFMAN, 1939; BRUIJN et al., 2008). Diferentemente do estudo de Silva et al. (2019), a carga exerceu efeito no padrão em fase nos idosos. Nestes, quando carregaram a carga na mão dominante houve um aumento no padrão em fase. Esse fato indica que os idosos oscilaram brevemente mais os ombros no plano sagital no mesmo sentido na presença da carga na mão dominante. Tais mudanças na coordenação entre os braços podem refletir na instabilidade do tronco (ELFMAN, 1939; MENZ; LORD; FITZPATRICK, 2003), o que nos leva a pensar na possibilidade da carga, por si só, ser suficiente para compensar o momento angular do tronco. Outros estudos apontam redução nas rotações pélvicas nos planos sagital, frontal e transversal do movimento, naturalmente, com o avanço da idade (VAN EMMERIK; MCDERMOT; HADDAD; VAN WEGEN, 2005). Esse fato pode ainda sugerir que a presença da carga pode potencializar essa redução provocada pela diminuição da rotação sagital dos ombros. Assim, o envelhecimento influencia não apenas as variáveis espaço-temporais da marcha (OWINGS; GRABINER, 2003), mas também a

coordenação entre os braços durante o andar (PONTZER et al., 2009).

4.3.2. Carregar uma carga durante a descida de um degrau provoca alterações discretas nos parâmetros da marcha e controle global

A condução de uma carga assimetricamente não afetou os parâmetros espaço temporais da marcha dos idosos. Estudos anteriores mostraram que adultos jovens não sofreram efeitos da restrição dos movimentos dos membros superiores e que restringir o balanço do braço ou adicionar pesos aos braços não resultaram em efeito na cinemática do membro inferior ou na variabilidade dos passos, assim como a restrição do balanço do braço não afetou o custo de caminhar (PONTZER et al., 2009; SILVA et al. 2019). Os resultados do presente estudo permitem estender esses achados para os idosos, guardadas as proporções referentes à idade. Porém, foram observados efeitos em variáveis de negociação com o degrau. Esses resultados concordam parcialmente com os resultados de Silva et al. (2019), que observaram que as mudanças nos modos de coordenação de adultos jovens enquanto carregavam uma carga assimetricamente não afetaram nas variáveis espaço temporais da marcha. No entanto, no presente estudo foram encontrados efeitos discretos na distância vertical pé-degrau e distância horizontal degrau-pé na condição de transporte de carga. Ao carregar a carga na sacola com alça na mão não dominante, os idosos aterrissaram o pé mais próximo do degrau em ambas as pernas e que na mesma condição de sacola, independente da mão, o pé da perna de suporte possuiu uma distância maior. Esse aumento da distância vertical indica um aumento na margem de segurança quando a sacola foi segura pela mão do mesmo lado da perna de suporte, uma vez que o pé passa mais distante da borda do degrau.

Para o controle postural na descida do degrau, os resultados mostraram que a

altura do COM no momento do toque do pé após o degrau foi maior quando a carga foi carregada pela mão não dominante do que pela mão dominante. Apesar da diferença ser estatisticamente significativa, ela foi muito pequena e pode ter ocorrido pelo fato de a descida do degrau ter sido realizada com o membro inferior dominante.

No entanto, quando observada a velocidade vertical do COM no momento do contato, houve uma diferença entre os lados dominante e não dominante, sendo que a velocidade do primeiro foi maior em relação ao segundo. A carga quando carregada na mão dominante, coincidente com o membro inferior da descida, o COM sofre uma ação de aumento de velocidade vertical no momento em que o pé toca o chão e, consequentemente, de menor altura. Esse efeito não foi observado no estudo de Silva et al. (2019), no qual adultos jovens que realizaram a mesma tarefa sob as mesmas condições foram capazes de controlar a velocidade vertical do COM no momento da descida o que para os idosos não ocorreu. Essa diferença pode estar relacionada à redução da capacidade de exercer força nos membros inferiores, advinda do envelhecimento, para contrapor o efeito da carga que segurava no momento de descer o degrau (BUCKEY et al., 2013).

Ao analisar a velocidade do COM em idosos ao descer um degrau, Buckey et al. (2013) identificaram uma estratégia conservadora na qual os idosos limitavam a velocidade de descida do COM por meio do enrijecimento da perna de suporte, promovida pela co-contração muscular no joelho e no tornozelo que, como demonstrado por Hortobagyi e DeVita (2000) está significativamente correlacionada com a rigidez dos membros. Os autores concluíram que o enrijecimento do membro por mais tempo, presumivelmente, diminuiria a taxa na qual o membro flexionava ao abaixar o COM e isso explicaria por que a velocidade pico do COM ao descer foi reduzida nos idosos em comparação com jovens. Nossos resultados corroboram essa evidência quando comparado com o estudo de Silva et al. (2019), em que idosos

apresentaram um pico de velocidade do COM durante a descida consideravelmente menor em relação aos adultos jovens. Assim, os idosos já possuem uma redução de velocidade do COM durante a descida de degrau em relação aos jovens (BUCKLEY et al. 2013, SILVA et al. 2019). No entanto, quando conduzem uma carga na mão coincidente à perna de descida há um aumento da velocidade, o que pode sugerir uma ineficiência do controle de co-contração da perna de suporte para reduzir a velocidade do COM durante a descida demonstrado por Buckley et al. (2013).

Outros achados importantes foram que Silva et al. (2019) mostraram que adultos jovens ao carregar uma carga, diminuíram a amplitude ML do COM e aumentaram o pico de velocidade AP durante a descida quando a carga se encontrava no lado não dominante. Os idosos não sofreram efeitos no eixo ML e AP, mas na altura do COM e na velocidade vertical no momento do toque, o que pode sugerir que idosos exibem um controle global mais rígido e conservador da amplitude ML do COM e que a carga pode provocar uma aceleração no eixo vertical e em virtude da posição mais próxima do solo resultar em uma velocidade maior no momento o toque do pé no solo.

4.3.3. Carregar carga assimetricamente altera a MED no eixo ML

A carga não influenciou na MED no eixo AP. Isso indica que os idosos conseguiram controlar a estabilidade da marcha ao descer o degrau mesmo conduzindo uma carga. No entanto, foi observada a extrapolação da MED no passo da descida (N), já que os valores negativos reportam à extrapolação da margem que, teoricamente, indica que o indivíduo está caindo, o que não ocorreu com nenhum dos participantes. O estudo de Bosse et al. (2012) indicou um maior risco para o idoso durante a descida de degraus, apontando que no início da fase de suporte simples da

descida, os idosos demonstraram uma margem mais negativa de valor de estabilidade no eixo AP, fato que corrobora com os nossos resultados. Os autores sugerem o fator responsável pela menor margem de estabilidade em idosos ter sido a maior velocidade do COM e menor impulso angular do tornozelo e da articulação do joelho com comprovada correlação entre essas duas variáveis. Assim, descer um degrau para idosos representa uma tarefa de grande demanda de controle da estabilidade postural na direção AP.

No eixo ML, apesar dos idosos não terem sofrido o efeito da carga na amplitude ML do COM, a presença da carga perturbou o controle da MED aumentando nos passos N-2 e N e diminuindo no passo N-1 quando a carga era transportada na mão dominante e o contrário quando transportada na mão não dominante em relação à condição controle, independentemente do tipo de sacola. Dessa maneira, a carga posicionada ipsilateralmente favoreceu o controle no eixo ML talvez por meio de atividade compensatória do tronco, realizada antecipadamente, para manter a distância do COM maior em relação aos limites da base de suporte (MATSUO et al., 2008). Outrossim, Walsh et al. (2018) mostraram uma diminuição na estabilidade ML de idosos carregando uma carga instável em uma mochila. Embora a carga tivesse sido carregada nas costas, seus resultados indicam que o movimento da carga perturba o sistema de controle postural no eixo ML o que em nosso estudo pode estar representada na carga carregada pela mão contralateral ao passo, que provocou uma redução na MED dos participantes. Ademais, no passo N, referente à descida do degrau, essa redução da MED foi mais expressiva. Walsh et al. (2018) identificaram ainda um aumento na atividade muscular dos músculos Reto Femoral e Sóleo ao carregar a carga instável, sugerindo a co-contração muscular para o ajuste postural. Sumariamente, os idosos foram eficientes no controle postural durante a descida do degrau e mesmo com a extrapolação da MED AP e da diminuição da MED ML nas

condições com sacola realizaram ações compensatórias para garantir a estabilidade na descida.

4.4. Conclusão

A descida de um degrau com o transporte de carga assimétrico alterou os modos de coordenação dos ombros em idosos, reduzindo o movimento do braço que conduzia a carga, diminuindo o padrão fora de fase e aumentando o padrão em fase. Embora essas mudanças na coordenação dos membros superiores pudessem comprometer potencialmente a estabilidade do andar, os parâmetros da marcha não sofreram esse efeito e a negociação com o degrau apresentou efeitos pontuais na colocação do pé da perna de abordagem no chão e da elevação da perna de suporte. No controle global e da estabilidade, a velocidade vertical do COM no momento da descida aumentou com a presença da carga e diminuiu a altura quando carregada na mão dominante, da mesma forma que a carga gerou efeito na MED somente no eixo médio-lateral. Assim, idosos saudáveis foram capazes de compensar a perturbação provocada por uma carga relativamente moderada, não comprometendo a realização da tarefa de descer um degrau.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo geral deste trabalho foi investigar os efeitos do carregamento de carga adicional nas mãos dominante e não dominante sobre o controle da locomoção e a coordenação intermembros de adultos jovens e idosos durante a descida de um degrau.

Em ambos os estudos conjecturou-se encontrar efeitos da presença da carga durante a descida do degrau. Especificamente, esperava-se uma redução considerável no padrão de coordenação fora de fase e que essa mudança provocaria alterações nas adaptações na negociação com o degrau. Pressupunha-se que a condução da carga no membro não dominante comprometesse a estabilidade do corpo. Os resultados confirmaram parcialmente as hipóteses em ambos os grupos etários.

Para a coordenação dos padrões de flexão e extensão dos ombros os achados permitiram evidenciar que transportar uma carga alterou a coordenação do membro superior na condição da sacola. Especificamente, a presença da carga aumentou a fase do ombro contralateral à da carga, enquanto a fase do ombro ipsilateral diminuiu, significando que o membro que carregava a carga praticamente não se moveu ao descer o degrau. Da mesma forma, como hipotetizado, houve uma redução no padrão de coordenação fora de fase com a carga para ambos os grupos etários. Ademais, os idosos apresentaram um aumento no padrão em fase quando carregavam a carga na mão dominante, ou seja, os idosos oscilaram os ombros no plano sagital no mesmo sentido quanto a carga estava na mão dominante, o que sugere uma instabilidade do tronco nesta condição.

Quanto à negociação com o degrau, os adultos jovens foram capazes de compensar os efeitos da mudança na coordenação dos ombros e da carga para

descer o degrau sem modulações nas medidas de negociação. Para os idosos, foram observadas alterações pontuais como no aumento da distância vertical da perna de suporte quando carregava a carga na sacola com alça e na colocação dos pés mais próxima ao degrau após a descida nesta condição.

No controle da estabilidade, os efeitos foram diferentes nos dois grupos. Os adultos jovens reduziram a amplitude médio-lateral enquanto os idosos não tiveram mudanças nesta variável, contudo apresentaram maior margem de estabilidade dinâmica médio-lateral quando a carga estava presente do mesmo lado do pé que tocava o solo. Ainda, para esse grupo foi encontrada uma margem de estabilidade dinâmica anteroposterior negativa na descida do degrau, indicando instabilidade do corpo. Entretanto, o fato da não ocorrência de queda entre os participantes, demonstra que eles foram capazes de compensar essa instabilidade e progredir com o caminhar.

Quanto ao lado que conduziu a carga, os efeitos foram observados diferentemente no comportamento do COM. Para os adultos jovens os efeitos foram observados no plano sagital no pico de velocidade e velocidade do COM no momento do toque do pé após o degrau. Quando a carga foi carregada pelo membro não dominante houve um aumento nestas variáveis, mostrando um comportamento mais arrojado dos mais jovens. Os idosos, por sua vez, exibiram no momento do toque do pé após a descida uma altura menor e uma maior velocidade vertical quando carregando a sacola no lado dominante.

Mesmo no intuito de investigar as mudanças comportamentais de indivíduos em uma tarefa corriqueira nas atividades diárias, este trabalho possui limitações no sentido da impossibilidade de analisar os ajustes posturais no início do percurso, bem como da expansão dessa análise nos passos seguintes ao da descida, evidenciando talvez a continuidade da recuperação da estabilidade, da mesma forma sugere-se verificar o movimento da sacola como componente influenciador no centro de massa,

o que pode gerar novos resultados e maior compreensão do fenômeno. Embora deixadas essas lacunas, este trabalho pode nortear novos estudos para a compreensão dos mecanismos de controle frente às demandas requeridas em tarefas diárias.

Por fim, este trabalho evidenciou que a presença de uma carga carregada assimetricamente alterou os padrões de coordenação de flexão e extensão dos ombros em adultos jovens e idosos. Porém, essas alterações e a presença da carga não afetaram a descida do degrau nos adultos jovens e afetaram discretamente os idosos. Sumariamente, os adultos e idosos foram capazes de compensar as perturbações provocadas pela carga no controle da estabilidade do corpo durante a descida do degrau.

REFERÊNCIAS

ALEXANDER, M.S.; LAJOIE, K.; NEIMA, D.R.; STRATH, R.A.; ROBINOVITCH, S.N.; MARIGOLD, D.S. Effects of age-related macular degeneration and ambient light on curb negotiation. **Optometry and Vision Science**. n.91, p.975-989, 2014. https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000000286
are associated with leg stiffness in aging. J**. Electromyogr. Kinesiol**. v.10, n.2, p.117–126. 2000.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR 9050**: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. Rio de Janeiro: ABNT, 2004.

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, n. 5, p.936-942, 1982.

BERSNTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movements**. London: Pergamon Press, 1967.

BOSSE, I.; OBERLÄNDER, K.D.; SAVELBERG, H.H.; MEIJER, K.; BRÜGGEMANN, G.P.; KARAMANIDIS, K.; Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. **Human Movement Science**. n.31, p.1560-1570. 2012. https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.05.003

BRUCKI, S.M.D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P.H.F.; OKAMOTO, I.H. Sugestões para o uso do Mini-Exame do Estado Mental no Brasil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 61, p. 777–781, 2003.

BRUIJN, S.M.; MEIJER, O.G.; VAN DIEËN, 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, p.455-462. 2008. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.017

BUCKLEY, J.G. et al. The effects of blurring vision on medio-lateral balance during stepping up or down to a new level in the elderly. **Gait & posture**, v. 22, n. 2, p. 146-153, 2005a.

BUCKLEY, J.G. et al. When is visual information used to control locomotion when descending a kerb?. **PloS one**, v. 6, n. 4, p. e19079. 2011.

BUCKLEY, J.G., HEASLEY, K.J., TWIGG, P., ELLIOTT, D.B., 2005b. The effects of blurred vision on the mechanics of landing during stepping down by the elderly. **Gait & Posture**, v.21, p.65-71. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.12.001

CHIPPENDALE, T.; LEE, C.D. Characteristics and fall experiences of older adults with and without fear of falling outdoors. **Aging & Mental Health**. v.22, 849-855. 2018. https://doi.org/10.1080/13607863.2017.1309639

CHRISTINA, K.A.; CAVANAGH, P.R. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. **Gait & Posture**, v.15, p.153–158, 2002.

COLDHAM, F.; LEWIS, J.; LEE, H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. **Journal of Hand Therapy.** v.19, p.318-326. 2006. https://doi.org/10.1197/j.jht.2006.04.002.

DONKER, S.F.; DAFFERTSHOFER, A.; BEEK, P.J. Effects of velocity and limb loading on the coordination between limb movements during walking, **J. Mot. Behav**. v.37, p. 217-230. 2005. https://doi.org/10.3200/JMBR.37.3.217-230

DUCKHAM, R.L.; PROCTER-GRAY, E.; HANNAN, M.T.; LEVEILLE, S.G.; LIPSITZ, L.A.; LI, W. Sex differences in circumstances and consequences of outdoor and indoor falls in older adults in the mobilize: Boston cohort study. **BMC Geriatrics**, v.13,p.133. 2013.

ELFTMAN, H., 1939. The function of the arms in walking. **Human Biology**. v.11, p.529-535.

ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v. 36, n. 1, p. 37- 43, 1998.

FRANCHIGNONI, F.; HORAK, F.; GODI, M. et al. Using psychometric techniques to improve the balance evaluation systems test: The mini-BESTest. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 42, p. 323–331, 2010. FUJIYAMA et al., 2012

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.

HAMEL, K.A.; OKITA, N.; BUS, S.A.; CAVANAGH, P.R. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. **Ergonomics**. v. 48, n.8, p. 1047–1056. 2005.

HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. 3 ed. São Paulo: Artmed, 2004.

HEIJNEN, M.J.H.; RIETDYK, S. Falls in young adults: perceived causes and environmental factors assessed with a daily online survey. **Hum. Mov. Sci**. v.46, p. 86-95. 2016.

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

HOLLMAN, J.H. et al. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. **Gait & Posture**, Rochester, v. 26, n. 1, p. 113-119, Jun 2007.

HOLLMAN, J.H.; SALAMON, K.B.; PRIEST, A.W. Age-related differences in stride-tostride variability during dual task walking: a pilot study. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 27, n. 3, p. 83-87, 2004

HOLTZER, R.; WANG, C.; VERGHESE, J. The relationship between attention and gait in aging: facts and fallacies. **Motor Control**, Bronx, v. 16, n. 1, p. 64-80, Jan 2012.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPHERD, J. T. (Eds). **Handbook of Physiology Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems.** New York: Oxford University Press, 1996. p.255-292.

HORTOBAGYI, T.; DEVITA, P. Muscle pre-and coactivity during downward stepping in children: Aspects of coordination and control, v. 34, p. 341-360, 1986.

JACOBS, J.V. A review of stairway falls and stair negotiation: Lessons learned and future needs to reduce injury. **Gait & Posture**, v.49, p.159–167, 2016.

KANDEL, Eric R. et al. (Ed.). **Princípios de neurociências**. 5 ed. Porto Alegre: AMGH, 2014.

LATASH, M. L.; KANG, N; PATTERSON, D. Finger coordination in persons with Down syndrome: atypical patterns of coordination and the effects of practice. **Exp. Brain Res**. v. 146, n.3, p.345-355. 2002.

LI, W.; PROCTER-GRAY, E.; LIPSITZ, L.A.; LEVEILLE, S.G.; HACKMAN, H.; BIONDOLILLO, M.; HANNAN, M.T. Utilitarian walking, neighborhood environment, and risk of outdoor falls among older adults. **American Journal of Public Health**, v.104, p.e30-e37. 2014. https://doi.org/10.2105/AJPH.2014.302104

MADEHKHAKSAR, F; EGGES, A. Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations. **Gait & Posture**, v.43, p.114-119, 2016.

MAIA, A. C.; RODRIGUES-DE-PAULA, F.; MAGALHÃES, L. C.; TEIXEIRA, R. L. L. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the balance evaluation systems test and MiniBESTest in the elderly and individuals with Parkinson's disease: Application of the Rasch model. **Brazilian Journal of Physical Therapy.** v.17, p.195–217, 2013.

MATSUO, T.; HASHIMOTO, M.; KOYANAGI, M.; HASHIZUME, K. Asymmetric load carrying in young and elderly women: relationship with lower limb coordination. **Gait & Posture**, v.28, p.517-520. 2008. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.02.001

MENZ, H.B.; LORD, S.R.; FITZPATRICK, R.C. Age-related differences in walking stability. **Age and Ageing.** v.32, n.2, p.137–142. 2003. https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137

MORAES, R.; ALLARD, F.; PATLA, A.E. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. **Journal of Neurophysiology**. v.98,p.1928-1940. 2007. https://doi.org/10.1152/jn.00044.2006

MORAES, R.; GOBBI, L.T.B. Controle visual da locomoção adaptativa e mobilidade

em indivíduos idosos. In: CORRÊA, U. (Ed). **Pesquisa em comportamento motor:** a intervenção profissional em perspectiva. São Paulo: EFP/EEFEUSP, p. 42-60, 2008.

MORAES, R.; PATLA, A. E. Determinants guiding alternate foot placement selection and the behavioral responses are similar when avoiding a real or a virtual obstacle. **Experimental brain research**, v. 171, n. 4, p. 497-510, 2006.

MORAES, Renato; ALLARD, Fran; PATLA, Aftab E. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. **Journal of Neurophysiology**, v. 98, n. 4, p. 1928-1940, 2007.

NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. Motor development In Wade, M. G.; Whiting, H. T. A. (Eds.), Motor development in children: Aspects of coordination and control Boston, MA: Martin Nighoff. p. 341-360. 1986.

OLDFIELD, R.C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, p. 97-113, 1971.

PATLA, A.E.; PRENTICE, S.D.; ROBINSON, C.; NEUFIELD, J. Visual control of locomotion: strategies for changing directions and for going over obstacles. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance,** Washington, v. 17, p. 603-634, 1991.

PATLA, A.E.; SHUMWAY-COOK, A. Dimension of mobility: defining the complexity and difficulty associated with community mobility. **Journal of Aging and Physical Activity,** Champaign, v.7, p. 17-19, 1999.

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.

RINALDI, N.M.; MORAES, R., Gait and reach-to-grasp movements are mutually modified when performed simultaneously, **Hum. Mov. Sci**. v.40, p.38-58. 2015. http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2014.12.001

RINALDI, N.M.; VAN EMMERIK, R.; MORAES, R. Changes in interlimb coordination during walking and grasping task in older adult fallers and non-fallers. **Human Movement Science**, v.55, p.121-137. 2017. https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.08.002

SAINBURG, R.L.; KALAKANIS, D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. **J. Neurophysiol**. v.83, p. 2661-2675. 2000.

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

SILVA, J.J.; RINALDI, N.M.; MORAES, R. Asymmetrical load-carrying while stepping down a curb in young adults. **Gait & Posture**. v.73, p.202-208. 2019.

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. **J. Mot. Behav**. v.19, 115-129. 1987. https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735403

STRONG, G.; WOO, G. C. A distance visual acuity chart incorporating some new design features. **Archives of Ophthalmology**, v.103, p.44-46, 1985.

STRONG, G; WOO, G.C. A distance visual acuity chart incorporating some new design features. **Arch Ophthalmol**, v.103, p.44-46. 1985.

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

VAN EMMERIK, R.; MILLER, R.H.; HAMILL, J. Dynamical systems analysis of coordination. In: Robertson, G.D.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N. (Eds.). **Research Methods in Biomechanics.** Human Kinetics Champaign, p. 291-315. 2014.

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, p.233–239. 2005.

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

WALSH, G.S.; LOW, D.A.; MARCO ARKESTEIJN, M. Effect of stable and unstable load carriage on walking gait variability, dynamic stability and muscle activity of older adults. **Journal of Biomechanics**. v.73, p.18–23, 2018.

WEERDESTEYN, V.; HOLLANDS, K.L.; HOLLANDS, M.A. Gait adaptability. in: DAY, B.L.; LORD, S.R. (Eds.). **Handbook of Clinical Neurology**, Amsterdam: Elsevier, 2018, pp. 135-146. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00008-2

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

ANEXO I – Parecer do Comitê de Ética

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Controle da locomoção durante a descida e subida de degrau em adultos e idosos com transporte de carga adicional e luminosidade reduzida.

Pesquisador: Renato de Moraes

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 41716714.2.0000.5659

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.471.629

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

1) De acordo com a Resolução CNS n.º 466/2012, o pesquisador deverá apresentar relatórios semestrais (parciais e final, em função da duração da pesquisa);

2) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada. Neste caso, o pesquisador deve aguardar nova aprovação do CEP para realizar os procedimentos de acordo com as mudanças solicitadas;

3) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas, colocando as assinaturas na última página;

4) Caso haja instituição(ões) coparticipante(s) no projeto, atender a solicitação da carta n.º 0212/CONEP/CNS, de 21 de outubro de 2010.

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

RIBEIRAO PRETO, 30 de Março de 2016

Assinado por:
Carlos Roberto Bueno Júnior
(Coordenador)

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

- ✓ Por favor, indique sua preferência no uso das mãos nas seguintes atividades pela colocação do **sinal + na coluna apropriada**.
- ✓ Onde a preferência é tão forte que você nunca usaria a outra mão a menos que fosse forçado a usá-la, **coloque ++**.
- ✓ Se em algum caso a mão utilizada é **realmente indiferente**, **coloque + em ambas** as colunas.
- ✓ Algumas das atividades requerem ambas as mãos. Nestes casos a parte da tarefa, ou objeto, para qual preferência manual é desejada é indicada entre parênteses.

Por favor, tente responder a todas as questões, e somente **deixe em branco** se você não tiver qualquer experiência com o objeto ou tarefa.

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

Índice de Assimetria Lateral:

$$\frac{\text{Mão preferida – mão não-preferida}}{\text{Mão preferida + mão não-preferida}} \times 100 = _____$$

DOMINÂNCIA: _____

TESTE DE FPM: DIREITA_____ KGF

ESQUERDA _____ KGF

ANEXO III – Questionário de dominância de membros inferiores de Waterloo

(ELIAS et al., 1998)

		Sempre esquerdo	**Às vezes esquerdo**	**Ambas**	**Às vezes direto**	**Sempre direito**
1.	Qual pé você usaria para chutar uma bola parada e acertar um alvo a sua frente em linha reta?					
2.	Se você tivesse que ficar em pé apoiado em um pé só, qual seria o pé?					
3.	Qual pé você usaria para alisar a areia na praia?					
4.	Se você tivesse que subir em uma cadeira, qual pé você colocaria primeiro sobre a cadeira?					
5.	Qual pé você usaria para pisar em um inseto que se movimenta rápido?					
6.	Se você fosse se equilibrar em apenas um pé sobre uma linha férrea, qual pé você usaria?					
7.	Se você quisesse pegar uma bolinha de gude com os dedos do pé, qual pé você usaria?					
8.	Se você tivesse que saltitar em um pé, qual pé você usaria?					
9.	Qual pé você usaria para ajudar a empurrar uma pá no chão?					
10.	Durante a postura ereta relaxada, as pessoas inicialmente colocam a maior parte de seu peso em um pé, deixando a outra perna levemente dobrada. Sobre qual pé você colocaria primeiro mais o peso do seu corpo?					
11.	Existe alguma razão (ferimento) que fez você mudar sua preferência em usar o pé para realizar qualquer uma das atividades acima?	**sim**			**não**	
12.	Você já recebeu algum treinamento especial ou incentivo para usar um pé em particular para certas atividades?	**sim**			**não**	
13.	Se você respondeu SIM para uma as perguntas 11 ou 12, por favor, explique:					

DOMINÂNCIA: _____

ANEXO IV – Questionário de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982)

1. Qual é a sua principal ocupação? _____
(classificação: 1 / 3 / 5)

2. No trabalho, você fica sentado:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

3. No trabalho, você fica em pé:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

4. No trabalho, você anda:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

5. No trabalho, você carrega cargas pesadas:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

6. Após o trabalho, você se sente cansado:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

7. Após o trabalho, você sua:
1. nunca
2. raramente
3. algumas vezes
4. frequentemente
5. muito frequentemente

8. Em comparação com outros da sua idade, você acha que o seu trabalho é fisicamente:
1. muito leve
2. leve
3. o mesmo
4. pesado
5. muito pesado

9. Qual esporte ou exercício físico você pratica ou praticou mais frequentemente?
- Nome: _____
- Quantas horas por semana?_____
- Quantos meses por ano?_____

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

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

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

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

11. Durante as horas de lazer eu suo:

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

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

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

13. Durante as horas de lazer eu vejo televisão:

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

14. Durante as horas de lazer eu ando:

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

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

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

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

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

ANEXO V – Questionário modificado de Baecke para idosos (VOORRIPS et al., 1991)

Nome _____Data da Coleta: __/__/__

ATIVIDADE DA VIDA DIÁRIA

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?
0. nunca (menos de uma vez por mês)
1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)
2. quase sempre (às vezes com ajudante)
3. sempre (sozinho ou junto com alguém)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?
0. nunca (menos que 1 vez por mês)
1. às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)
2. quase sempre (às vezes com ajuda)
3. sempre (sozinho ou com ajuda)

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

4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).
0. nunca faz trabalhos domésticos
1. 1-6 cômodos
2. 7-9 cômodos
3. 10 ou mais cômodos

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

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?
0. nunca
1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
3. sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)
0. eu nunca subo escadas
1. 1-5
2. 6-10
3. mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?
0. eu nunca saio
1. carro
2. transporte público

3. bicicleta
4. caminhando

9. Com que freqüência você faz compras?
0. nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)
1. uma vez por semana
2. duas a 4 vezes por semana
3. todos os dias

10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
0. Eu nunca saio
1. Carro
2. Transporte público
3. Bicicleta
4. Caminhando

ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte?
Esporte 1:
Nome:_____
Intensidade:_____
Horas por semana:_____
Quantos meses por ano:_____

Esporte 2:
Nome:_____
Intensidade:_____
Horas por semana: _____
Quantos meses por ano:_____

ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer?
Atividade 1:
Nome:_____
Intensidade:_____
Horas por semana:_____
Quantos meses por ano:_____

ANEXO VI – Mini Exame do Estado Mental (BRUCKI et al., 2003)

Instruções

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

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

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

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

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

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

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

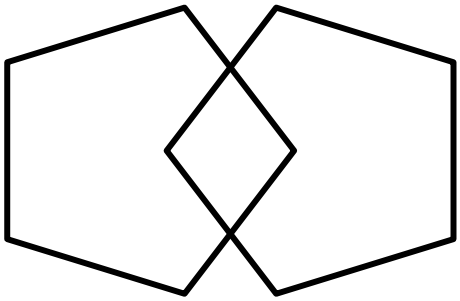
Memória de evocação – Cada palavra vale um ponto - Total: 3 pontos

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

Linguagem – cada questão vale um ponto - Total: 7

14	*(Mostre um RELÓGIO e peça ao entrevistado que diga o nome).*	
15	*(Mostre uma CANETA e peça ao entrevistado que diga o nome).*	

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

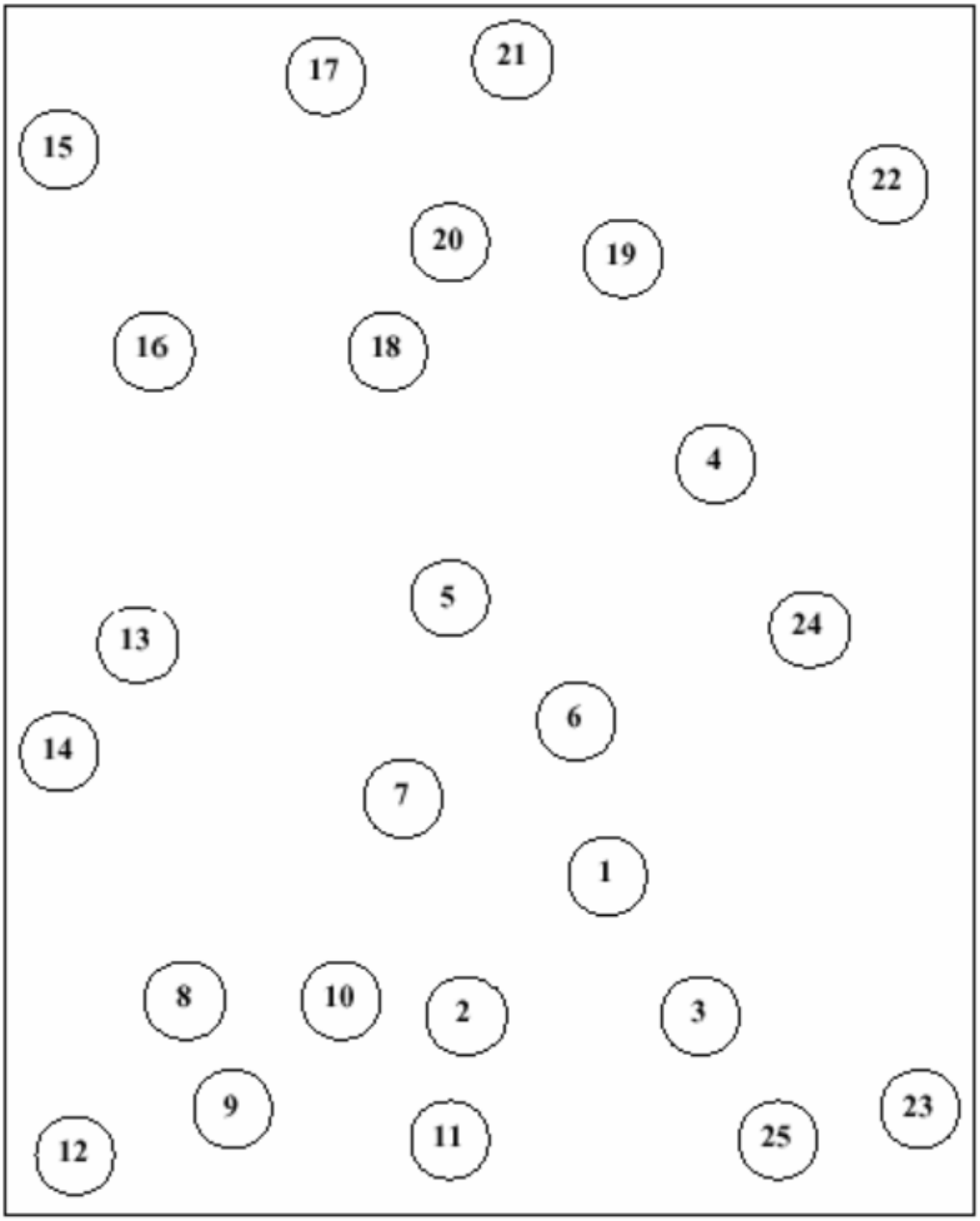


Total: _____

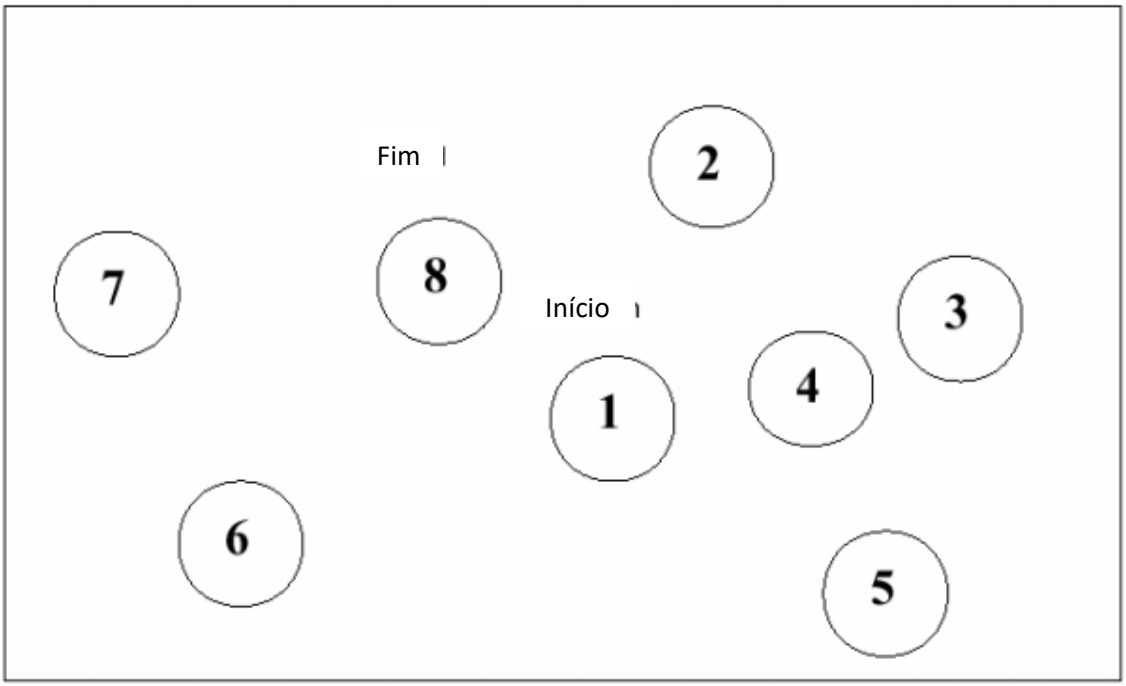
ANEXO VII – TESTE DA TRILHA PARTE A e B (TOMBAUGH, 2004)

Nome: _____

Data: _____



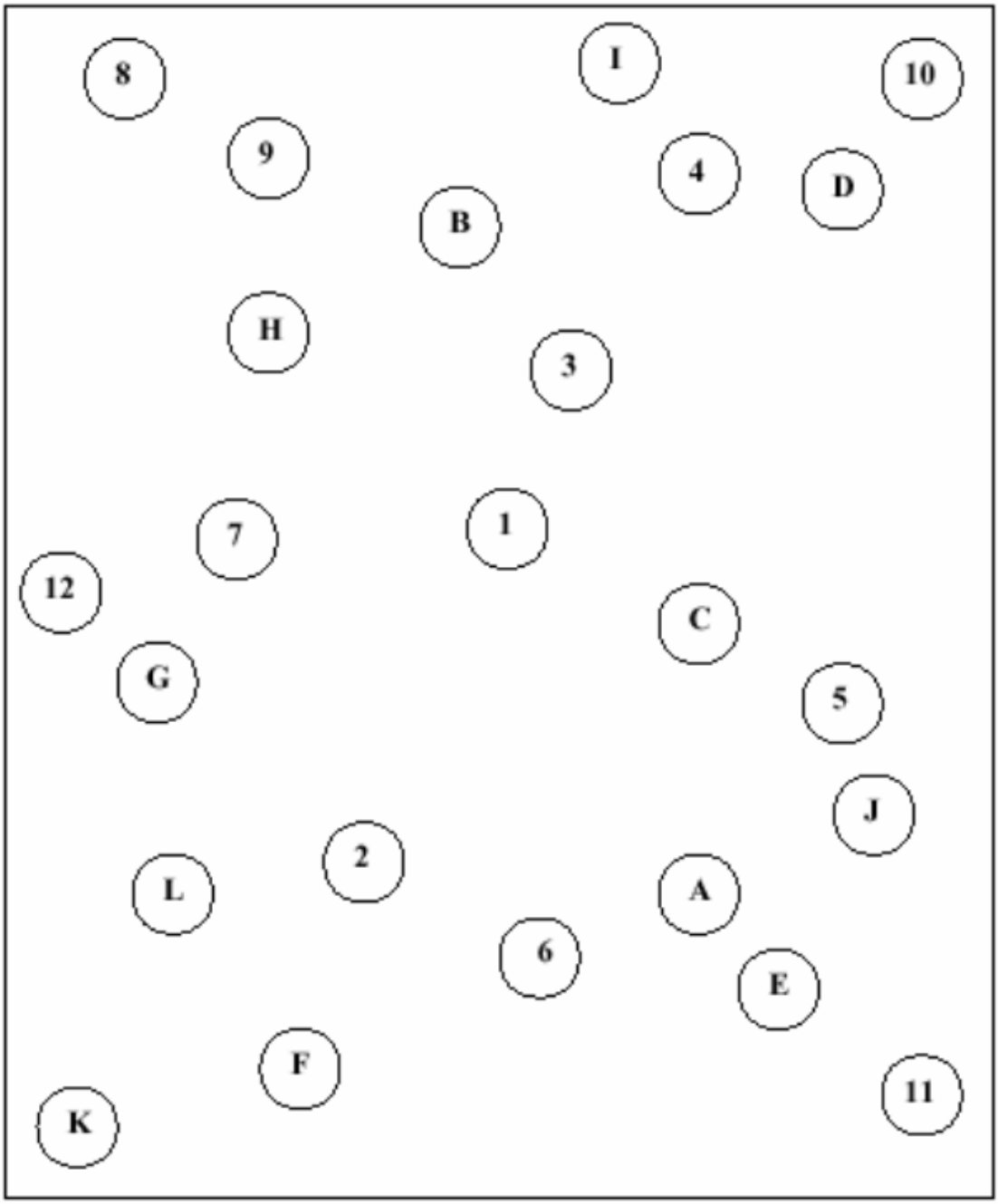
TESTE DA TRILHA PARTE A - AMOSTRA



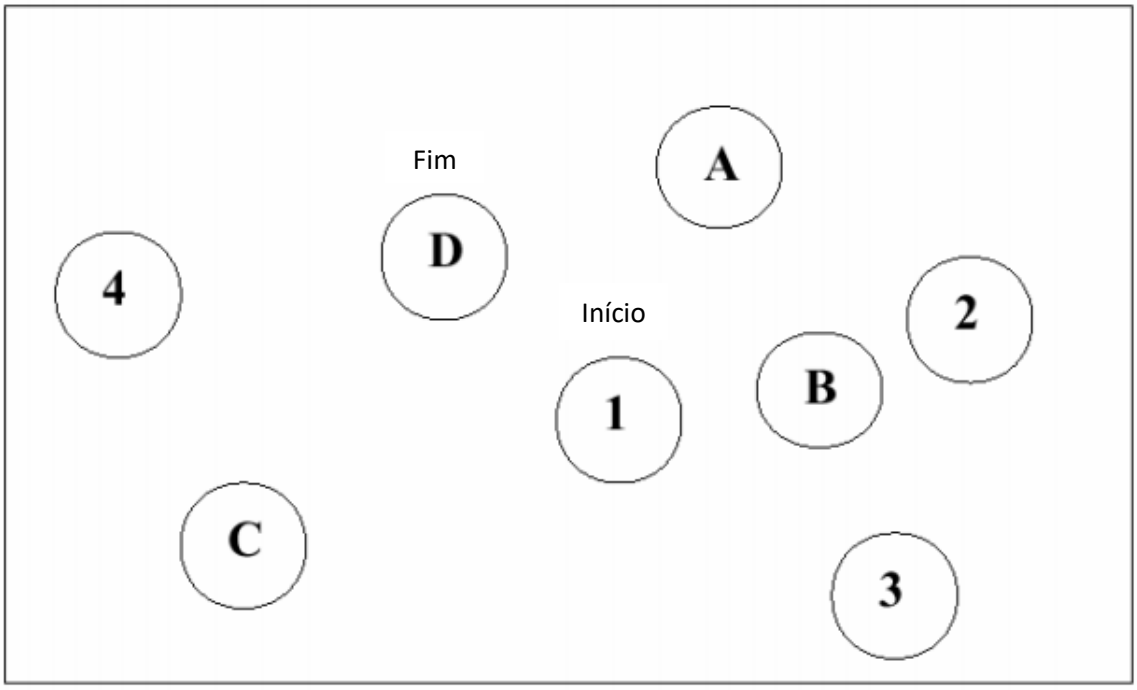
PARTE B

Nome: _____

Data: _____



TESTE DA TRILHA PARTE B - AMOSTRA



ANEXO VIII – MiniBESTest (FRANCHIGNONI et al., 2010; MAIA et al., 2013)

Avaliação do Equilíbrio – Teste dos Sistemas

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

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

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

3. DE PÉ EM UMA PERNA

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

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

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

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

6. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - LATERAL

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

TUG 1:
TUG 2:
TUG 3:

TUG-DT 1:
TUG-DT 2:
TUG-DT 3:

APÊNDICE I – Questionário e anamnese

Nome: _____

End.: _____ Bairro: _____

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

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

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

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

3) Possui alguma destas dificuldades?

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

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

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

Outra: ( )S ( )N Qual? _____

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

5) Possui alguns destes problemas de saúde ou agravos?

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

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

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

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

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

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

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

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

9) Quantos medicamentos você ingere diariamente? _____

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

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

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

Qual o motivo da internação? _____

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

1 Insatisfeito 2 Muito pouco satisfeito 3 Pouco satisfeito

4 Mais ou menos satisfeito 5 Muito satisfeito 6 Muitíssimo satisfeito

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

1 Não 2 Um pouco 3 Moderadamente 4 Muito 5 Extremamente

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

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

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

17) Em que local a última queda ocorreu? _____

18) Que movimento realizava no momento dessa queda?

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

19) Que atividade realizava no momento dessa queda? _____

20) Qual calçado usava no momento dessa queda? _____

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

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

Se sim, com que intensidade? ( ) Ligeiramente ( ) Moderadamente ( ) Muita coisa ( ) Extremamente

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

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

( ) Aumentou a dose ( ) Diminui a dose ( ) Aumentou a quantidade ( ) Diminui a quantidade ( ) Sem alteração ( ) Suspensão ( ) NS ( ) NR

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

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

Se sim, que tipo de lesão? ( ) Fratura ( ) Luxação ( ) Trauma craniano ( ) Escoriação ( ) Contusão ( ) Corte ( ) Outra: _____

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

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

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

30) Realizava exercício físico (EF) na época dessa queda? ( )S ( )N

Se S, quantas vezes por semana? _____

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

Observações Gerais: _____

_____

_____

_____

_____

NS: não sabe | NR: não respondeu

TESTE DE SNELLEN: _____

APÊNDICE Ii – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Adultos

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
(Participantes adultos jovens)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **"Controle da locomoção durante a descida e subida de degrau em adultos e idosos com transporte de carga adicional e luminosidade reduzida"**. O objetivo desse estudo é avaliar a locomoção nas tarefas de andar e subir um degrau e andar e descer um degrau em adultos jovens e idosos sob diferentes condições de luminosidade do ambiente e transporte de carga adicional.

Inicialmente, serão coletados dados pessoais como nome completo, endereço, data de nascimento. Em seguida, você será submetido (a) a uma avaliação na qual serão coletados os dados de peso e altura, medidas das pernas e braços (**10 minutos de duração**). Logo após, você realizará um teste de força manual em um dinamômetro e em seguida um teste de acuidade visual no qual terá que identificar figuras em uma tabela (**10 minutos de duração**).

Na última parte da avaliação você será orientado(a) a realizar 108 tentativas andando em uma passarela de 7 metros de comprimento que contém um degrau de 16 cm. As tentativas serão separadas em dois blocos de 54 tentativas cada para andar, subir o degrau e continuar andando (bloco 1) e andar, descer o degrau e continuar andando (bloco 2). Durante a realização destas tarefas será controlada a iluminação do ambiente em normal e reduzida e em algumas tentativas você terá que carregar uma sacola ou um peso correspondente à 3% e 7% de seu peso corporal, alternando entre os lados direito e esquerdo. Antes de realizar as tentativas serão colocados marcadores refletivos em pontos anatômicos sobre a vestimenta e na pele para registrar o deslocamento de seu corpo. O procedimento será filmado e realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) - USP. Este teste tem duração de aproximadamente **45 minutos**.

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

Você não terá benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para identificar as possíveis alterações que ocorrem na marcha em indivíduos jovens e idosos durante o andar e subir ou descer degraus. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Os riscos envolvidos com a sua participação na pesquisa são mínimos e envolvem a eventual ocorrência de quedas que será minimizada pelo uso de um colete de segurança acoplado a um trilho que, caso ocorra tropeço, evitará a projeção e contato do corpo ao solo. Além disso, algumas pessoas podem apresentar vermelhidão temporária na pele devido ao contato com o marcador na região do tronco, mas isso desaparecerá logo após o término do experimento. No caso de queda, medidas de primeiros socorros serão tomadas, assim como seu encaminhamento para o serviço de saúde. A sua identidade e todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Nas tarefas com filmagens, as imagens também serão confidenciais e ficarão armazenadas em um banco de dados seguro. Essas imagens serão utilizadas para análise do movimento.

Não existe nenhum tipo de pagamento que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. Havendo algum possível custo com transporte para o deslocamento até o local do experimento, você terá direito ao ressarcimento integral de tal despesa. Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. Você terá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme as Leis vigentes no país.

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

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

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

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

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 20____.

_____ _____

Nome por extenso Assinatura

_____

Prof. Dr. Renato de Moraes
Pesquisador Responsável

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate:
Prof. Dr. Renato de Moraes
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP
Fone: (16) 3315-0522

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

APÊNDICE III – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Idosos

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
(Participante idoso)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **"Controle da locomoção durante a descida e subida de degrau em adultos e idosos com transporte de carga adicional e luminosidade reduzida"**. O objetivo desse estudo é avaliar a locomoção nas tarefas de andar e subir um degrau e andar e descer um degrau em adultos jovens e idosos sob diferentes condições de luminosidade do ambiente e transporte de carga adicional.

Inicialmente, serão coletados dados pessoais como nome completo, endereço, data de nascimento e, então, você responderá alguns questionários, com o auxílio do pesquisador, sobre seu nível de atividade física (**10 minutos de duração**) e suas condições de estado mental (**10 minutos de duração**). Em seguida, você será submetido (a) a uma avaliação na qual serão coletados os dados de peso e altura, medidas das pernas e braços (**10 minutos de duração**). Na sequência, você será avaliado em diversas tarefas de equilíbrio como levantar de uma cadeira, ficar em pé com os olhos abertos e fechados, andar, andar sobre um obstáculo, andar e girar e ficar em pé na ponta dos pés (**20 minutos de duração**). Logo após, você realizará um teste de força manual em um dinamômetro e em seguida um teste de acuidade visual no qual terá que identificar figuras em uma tabela (**10 minutos de duração**).

Na última parte da avaliação você será orientado(a) a realizar 108 tentativas andando em uma passarela de 7 metros de comprimento que contém um degrau de 16 cm. As tentativas serão separadas em dois blocos de 54 tentativas cada para andar, subir o degrau e continuar andando (bloco 1) e andar, descer o degrau e continuar andando (bloco 2). Durante a realização destas tarefas será controlada a iluminação do ambiente em normal e reduzida e em algumas tentativas você terá que carregar uma sacola ou um peso correspondente à 3% e 7% de seu peso corporal, alternando entre os lados direito e esquerdo. Antes de realizar as tentativas serão colocados marcadores refletivos em pontos anatômicos sobre a vestimenta e na pele para registrar o deslocamento de seu corpo. O procedimento será filmado e realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) - USP. Este teste tem duração de aproximadamente **45 minutos**.

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

Você não terá benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para identificar as possíveis alterações que ocorrem na marcha em indivíduos idosos durante o andar e subir ou descer degraus. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.
Os riscos envolvidos com a sua participação na pesquisa são mínimos e envolvem a eventual ocorrência de quedas que será minimizada pelo uso de um colete de segurança acoplado a um trilho que, caso ocorra tropeço, evitará a projeção e contato do corpo ao solo. Além disso, algumas pessoas podem apresentar vermelhidão temporária na pele devido ao contato com o marcador na região do tronco, mas isso desaparecerá logo após o término do experimento. No caso de queda, medidas de primeiros socorros serão tomadas, assim como seu encaminhamento para o serviço de saúde. A sua identidade e todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Nas tarefas

com filmagens, as imagens também serão confidenciais e ficarão armazenadas em um banco de dados seguro. Essas imagens serão utilizadas para análise do movimento.
Não existe nenhum tipo de pagamento que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. Havendo algum possível custo com transporte para o deslocamento até o local do experimento, você terá direito ao ressarcimento integral de tal despesa. Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo (a) em função da sua participação neste estudo. Você terá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme as Leis vigentes no país.

A sua participação é voluntária e pode interrompê-la a qualquer momento sem prejuízo algum. Seus dados poderão ser excluídos deste estudo em caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo deste trabalho.
As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização. Suas informações serão utilizadas para fins estatísticos ou científicos e sua privacidade e anonimato serão resguardados. A utilização dos seus dados se restringe unicamente a essa pesquisa.

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

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

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 20____.

_____ _____
Nome por extenso Assinatura

_____
Prof. Dr. Renato de Moraes
Pesquisador Responsável

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate:
Prof. Dr. Renato de Moraes
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP
Fone: (16) 3315-0522

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