


PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Aline Harumi Karuka



**DETERMINAÇÃO DAS ALTERAÇÕES
BIOMECÂNICAS DE IDOSOS CAIDORES E
NÃO CAIDORES SUBMETIDOS A
PROTOCOLO INCREMENTAL DE FADIGA**

**Presidente Prudente
2014**

ALINE HARUMI KARUKA

DETERMINAÇÃO DAS ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS
DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES
SUBMETIDOS A PROTOCOLO INCREMENTAL DE
FADIGA

Dissertação apresentada à Faculdade
de Ciências e Tecnologia -
FCT/UNESP, campus de Presidente
Prudente, para obtenção do título de
Mestre no Programa de Pós-Graduação
em Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

K29d Karuka, Aline Harumi.
Determinação das alterações biomecânicas de idosos caidores e não caidores submetidos a protocolo incremental de fadiga / Aline Harumi
Karuka. - Presidente Prudente : [s.n], 2014
xi, 68 f : il.

Orientador: Mauro Gonçalves
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia
Inclui bibliografia

1. Idosos. 2. Marcha. 3. Fadiga. I. Gonçalves, Mauro. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. III. Determinação das alterações biomecânicas de idosos caidores e não caidores submetidos a protocolo incremental de fadiga.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Dr. Mauro Gonçalves, por todo ensinamento proporcionado e pela oportunidade de realizar este trabalho e acreditar em meu potencial. Agradeço imensamente por todo aprendizado profissional e conhecimento que me foi concedido.

A todos os meus amigos do Laboratório de Biomecânica, os quais também me proporcionaram grande aprendizado, além de momentos alegres que contribuíram para que essa jornada fosse realizada com a dedicação e descontração necessárias.

As voluntarias que participaram deste trabalho, muito obrigada pela paciência e disponibilidade.

Aos meus familiares, os quais sempre me apoiaram e foram essenciais para realização deste estudo.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1. <i>Envelhecimento, risco de quedas e alterações biomecânicas na marcha.....</i>	15
2.2. <i>Fadiga e risco de quedas na população idosa.....</i>	18
3. OBJETIVO.....	23
3.1 <i>Objetivo geral.....</i>	23
3.2 <i>Objetivo específico.....</i>	23
4. HIPÓTESE.....	24
5. MÉTODOS.....	25
5.1 <i>Voluntários.....</i>	25
5.2 <i>Procedimentos de coleta de dados.....</i>	26
5.2.1 <i>Avaliação da marcha.....</i>	28
5.2.2 <i>Protocolo incremental de fadiga.....</i>	30
5.3 <i>Eletromiografia.....</i>	31
5.4 <i>Cinemática.....</i>	32
5.5 <i>Dinamometria.....</i>	33
5.5.1 <i>Plataforma de força.....</i>	33
5.5.2 <i>Footswitch.....</i>	33
5.6 <i>Análise de dados.....</i>	34
5.6.1 <i>Análise do sinal eletromiográfico.....</i>	34
5.6.2 <i>Análise cinemática.....</i>	35
5.6.3 <i>Análise cinética.....</i>	35

5.6.4 <i>Análise estatística</i>	37
6. RESULTADOS	38
7. DISCUSSÃO	43
8. CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
ANEXOS	58
ANEXO 1	58
ANEXO 2.....	62
APÊNDICES	64
APÊNDICE 1.....	64
APÊNDICE 2.....	67
APÊNDICE 3.....	68

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Procedimentos de avaliação Erro! Indicador não definido.8**
- Figura 2: Ambiente de coleta, teste de marcha no solo com destaque para marcadores cinemáticos, sistema de eletromiografia por telemetria, plataforma de força e sensores footswitches... Erro! Indicador não definido.9**
- Figura 3: Construção do modelo espacial Erro! Indicador não definido.2**
- Figura 4: Curva da força de reação vertical do solo durante a fase de apoio da marcha..... Erro! Indicador não definido.6**
- Figura 5: Comparação entre os picos de força de reação do solo vertical no toque no calcâneo e na propulsão entre avaliação inicial e final da marcha. 41**
- Figura 6: Comparação entre avaliação inicial e final da taxa de desenvolvimento de força da força de reação vertical do solo no toque do calcâneo e na propulsão.42**

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Caracterização da amostra38

TABELA 2: Comparação de variáveis cinemáticas entre avaliação inicial e final de idosas caídas e não caídas e entre avaliação inicial e avaliação final.....40

RESUMO

O processo de envelhecimento é acompanhado de diversas alterações no sistema neuromuscular as quais interferem em atividades motoras tais como a marcha. Essas alterações tornam o padrão de movimento menos eficiente, propicia que o indivíduo atinja mais rapidamente a fadiga e aumenta o risco de quedas na população idosa. O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito da fadiga em variáveis biomecânicas durante a marcha em velocidade de preferência em idosas. Participaram do estudo 22 voluntárias do gênero feminino, na faixa etária de 60 a 85 anos, não institucionalizadas. A coleta de dados foi realizada em dois dias. No primeiro dia foi feita a anamnese, aplicação da escala de equilíbrio de Berg e o Mini Exame do Estado Mental, e realizado o protocolo para determinação da velocidade de preferência de marcha em esteira e familiarização das voluntárias aos procedimentos de coleta. No segundo dia foi realizada a avaliação da marcha, a qual inicialmente foi realizada em solo, seguida do protocolo incremental de fadiga na esteira ergométrica e, posteriormente, a reavaliação em solo. A avaliação da marcha em solo consistiu na aquisição de dados eletromiográficos, cinemáticos e cinéticos durante a marcha em velocidade de preferência. Para análise dos dados foram calculados: a partir dos sinais EMG, a amplitude do sinal no toque do calcâneo e na retirada do hálux e a coativação muscular; a partir dos dados cinemáticos, a cadência, a velocidade, o tempo de apoio e balanço, o comprimento de passada, a largura do passo, a posição angular do tornozelo no momento do toque do calcâneo, e do quadril, no momento da retirada do hálux; e a partir dos dados cinéticos, o pico da força de reação do solo vertical

na aceitação do peso e na propulsão e as taxas de aceitação do peso e de desprendimento do pé, e variáveis relacionadas ao centro de pressão, como o deslocamento ântero-posterior e médio lateral, área total, deslocamento total e velocidades ântero-posterior e médio lateral. Foram observadas diferenças apenas entre as avaliações pré e pós fadiga, sem diferença entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras. Após o protocolo de fadiga houve um aumento significativo da velocidade ($p < 0,001$), cadência ($p = 0,002$), pico e taxa de aceitação do peso ($p = 0,004$; $p = 0,006$) e taxa de desprendimento do pé ($p = 0,026$). Com isso, concluímos que após a fadiga pôde ser destacada uma possível redução no controle motor e alteração da estratégia de propulsão durante a marcha de idosas, no entanto, não foram evidenciadas diferenças entre o grupo de idosas caidoras e não caidoras.

Palavras-chave: idosos, marcha, fadiga.

ABSTRACT

The aging process is accompanied by several changes in the neuromuscular system, which interferes with motor activities such as walking. These changes make the movement pattern less efficient, leading the individual to a faster fatigue onset and increasing the risk of falls in the elderly population. The aim of the present study was to analyze the effect of an incremental protocol fatigue on biomechanical gait variables during preference gait speed in elderly. The study included 22 female volunteers, aged 60-85 years, not institutionalized. Data collection was done in two days. On the first day volunteers were questioned about their fall history and use of drugs, Berg Balance Scale, Mini -Mental State Examination, protocol of preference gait speed determination and familiarization were performed. On the second day volunteers did the gait assessment, which was initially made in ground, followed by the incremental fatigue protocol on the treadmill and then the reassessing gait performance in ground. The gait assessment consisted in acquisition of EMG, kinematic and kinetic data during gait in preferred speed. For the EMG data the muscular activation at the heel strike and toe-off and muscle coactivation were calculated; for kinematic data the variables considered were cadence , speed , stance and swing times , stride length , step width , ankle angular position at heel strike and hip angle at toe-off; for the kinetic data were considered the peak vertical ground reaction force and rate at weight acceptance and peak vertical ground reaction force at propulsion(toe-off), and center of pressure related variables , such as anterior- posterior and medial lateral displacement , total area , total displacement and anteroposterior and

lateral average speeds . After fatigue, volunteers showed an increase in gait speed ($p < 0,001$), cadence ($p = 0,002$), peak force and rate at weight acceptance ($p = 0,004$; $p = 0,006$) and propulsion acceptance rate ($p = 0,026$), with no difference between elderly fallers and non fallers groups. After fatigue could be highlighted a possible reduction in motor control and altered propulsion strategy during elderly gait, however, no differences between elderly fallers and non fallers groups were observed.

Key-words: elderly, gait, fatigue.

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional e o aumento da ocorrência de doenças crônico-degenerativas provocam a necessidade da preparação e adequação dos serviços de saúde para o atendimento desta nova ⁽¹⁾. Nesta perspectiva, um dos fatores de grande relevância epidemiológica, social e econômica em função do envelhecimento é a ocorrência de quedas, a qual gera impactos negativos na qualidade de vida e configura-se como o tipo mais comum de acidente nesta população ^(2,3).

Tanto a incidência quanto a severidade das quedas aumentam consideravelmente após a sexta década de vida, triplicando os índices de internação de idosos após os 65 anos ^(4,5). No Brasil, cerca de 35% dos idosos caem a cada ano, sendo destes, 45% caidores recorrentes. Dentre os que experimentam queda, 12% são acometidos por fraturas em consequência da queda ⁽²⁾.

A queda pode ser definida como um evento não intencional que tem como resultado a mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação a sua posição inicial ⁽²⁾. Sua ocorrência nesta população pode, potencialmente, gerar complicações como hipoatividade, isolamento social, depressão, institucionalização, redução da qualidade de vida perda de confiança, dependência nas atividades de vida diária e óbito ^(6,7).

A etiologia das quedas é multifatorial, no entanto, estima-se que 50% ocorrem durante a marcha e isto pode estar associado às modificações biomecânicas no padrão deste movimento ⁽⁸⁻¹⁰⁾.

As influências do processo de envelhecimento na biomecânica de tarefas motoras tais como a marcha tem sido amplamente estudadas ⁽⁸⁻¹⁴⁾. Dentre os principais achados são descritas a lentificação da marcha, redução da amplitude articular, aumento do tempo de apoio, da largura do passo e da coativação muscular, assim como aumento da oscilação corporal durante a marcha ^(11-13, 15-17). A ocorrência de quedas está relacionada a exacerbação dessas alterações, de modo que idosos que caem apresentam redução de cerca de 3° do ângulo de extensão do quadril, 20 cm do comprimento da passada e 26% da velocidade de marcha, bem como maior instabilidade postural em relação a idosos não caidores ⁽¹⁷⁻²⁰⁾.

Estudos têm evidenciado também a interação das alterações biomecânicas com o gasto energético durante a marcha, a qual aumenta cerca de 22% com o envelhecimento ^(14, 21-23). Aliado a isso, ocorre uma redução na capacidade aeróbia máxima de cerca de 6% por década até os 70 anos de idade e de 20% ou mais após os 70 anos ⁽²⁴⁻²⁶⁾. Os declínios concomitantes da capacidade aeróbia máxima e da economia de movimento exigem que o idoso realize as tarefas motoras numa maior demanda de esforço, predispondo-o a fadiga e, conseqüentemente, a um maior risco de quedas ^(14, 23, 26)

O efeito da fadiga no padrão motor de idosos foi amplamente estudado em diversas condições ⁽²⁷⁻³³⁾. De maneira geral os pesquisadores apontam que, após a fadiga, ocorre a redução no desempenho das tarefas propostas, sejam estas realizadas durante tarefas estáticas ou dinâmicas ⁽²⁷⁻³³⁾. Ko, Hausdorf e Ferruci ⁽³²⁾ sugerem que a fadiga configura-se como uma condição que evidencia o efeito do processo de envelhecimento no padrão motor. No entanto, pouco tem sido estudado sobre seu efeito na marcha, bem como,

sobre o efeito da fadiga no risco de quedas em idosos. Nesse sentido, acredita-se que ao comparar o efeito da fadiga em idosos caidores e não caidores possam ser evidenciados, além das alterações decorrentes do processo de envelhecimento, os fatores que contribuem para a ocorrência de quedas durante a marcha.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Envelhecimento, risco de quedas e alterações biomecânicas na marcha

O processo de envelhecimento da população é considerado um fenômeno mundial e está relacionado, entre outros fatores, à melhoria nas condições de saúde e aos avanços na área médica ^(34, 35). As projeções apontam que a população idosa deve passar de 14,9 milhões (7,4% do total) em 2013, para 58,4 milhões (26,7% do total) em 2060, perfazendo cerca de um quarto da população total brasileira. A modificação demográfica tem como consequência alterações no perfil epidemiológico do país, tendo relevância para os gastos públicos com o sistema de saúde o qual deve se adequar para melhor assistir e atender a crescente parcela de beneficiários idosos ⁽³⁶⁾.

O envelhecimento é um processo dinâmico, progressivo e fisiológico, acompanhado por modificações morfológicas, funcionais, bioquímicas e psicológicas que ocorrem ao longo de um período, em ritmos individualmente distintos ⁽³⁷⁾. A senescência corresponde às mudanças naturais que ocorrem no organismo com o envelhecimento, e as alterações decorrentes de diversas doenças que podem acometer o idoso caracterizam a senilidade. A associação do envelhecimento fisiológico com as doenças crônicas degenerativas, muito prevalente nos idosos, torna esta população vulnerável a deteriorização físico-funcional ⁽³⁸⁻⁴⁰⁾.

Entre as alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, a degeneração do sistema musculoesquelético tem grande influência no

desempenho das atividades de vida diárias da população idosa ^(41, 42). A diminuição da força muscular, da flexibilidade, da resistência, da velocidade de condução de impulsos nervosos e do equilíbrio pode acarretar em inúmeros fatores responsáveis pela perda da autonomia e independência, além do aumento do risco de quedas ^(35, 38-40, 43).

A maioria das quedas é decorrente da perda do equilíbrio dinâmico, ou seja, ocorrem durante a locomoção, sendo causadas principalmente por tropeços e escorregões durante a marcha ^(10, 11, 44, 45). Estudos indicam que o envelhecimento está associado a mudanças no padrão de marcha e equilíbrio ^(46, 47), de maneira que as disfunções na marcha são o problema mais comum na população idosa e sua prevalência aumenta com a idade ^(13, 35, 44, 48).

A marcha é uma habilidade motora complexa em que o corpo se locomove por meio de um padrão cíclico de movimentos coordenados dos membros inferiores. Essa habilidade motora é fundamental, sendo a atividade mais comum realizada pelo ser humano ⁽⁴⁹⁻⁵¹⁾. Andar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência e para a prevenção de quedas ^(24, 52).

Apesar da marcha ser realizada de maneira bastante automática diversos são os fatores dependentes para a sua execução ^(11, 50). A dinâmica envolvida no andar está relacionada à integração sensorial dos sistemas vestibular, visual e proprioceptivo, além da força muscular, mobilidade articular e controle neuromotor adequados ^(5, 11).

Diversos são os autores que têm buscado elucidar as alterações temporais e espaciais na marcha decorrentes do processo de envelhecimento ^(11, 15, 16). Foram relatados principalmente mudanças na velocidade, comprimento e

largura do passo, além de alterações na amplitude articular dos membros inferiores ^(43, 53). No entanto, algumas destas alterações ainda não foram totalmente esclarecidas e novos parâmetros cinemáticos da marcha, indicativos de risco de quedas estão sendo investigados ^(17, 47, 54). Alcock, Vanick e Obrien ⁽⁵⁵⁾ apontam que, além da lentificação da marcha, o decréscimo do pico da distância pé-solo durante a marcha como uma importante implicação clínica que contribui para o mecanismo pelo qual o caminhar se torna um fator de risco de quedas com o avanço da idade.

A ativação muscular durante a marcha também sofre alterações com o envelhecimento. Segundo estudo realizado por Kirkwood et al. ⁽¹²⁾ ao comparar jovens e idosos em situações de risco, maiores níveis de ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio, com o objetivo de aumentar a estabilidade durante a marcha, foram observados no grupo de idosos. Monaco e Micera ⁽⁵⁶⁾ constataram uma maior ativação dos músculos reto femoral e vasto lateral em idosos na velocidade de marcha de preferência no momento do toque do calcâneo. Além disso, foram constatadas estratégias de recrutamento muscular diferentes realizada pelos idosos, tais como o aumento da coativação dos músculos do tornozelo e joelho durante apoio unipodal e durante o toque do calcâneo em velocidade de preferência ^(56, 57).

Nos idosos com histórico de quedas, as alterações na marcha e no equilíbrio decorrentes do envelhecimento podem encontrar-se ainda mais exacerbados em relação aos idosos sem histórico de quedas ^(18, 58-61). No estudo realizado por MUHAIDAT et al. ⁽⁶¹⁾ foi constatado que idosos caidores apresentaram uma marcha mais lentificada quando comparados a idosos não-caidores ao serem submetidos a diversas tarefas que envolviam habilidades

cognitivas e motoras. Outros achados apontam ainda que idosos caidores apresentam maior deslocamento do centro de pressão médio lateral durante postura estática, maior base de suporte no plano frontal com redução da mesma no plano sagital durante a marcha e maior inabilidade para controlar o centro de pressão durante a fase de balanço ^(59, 60). Além disso, idosos com histórico de quedas apresentam aumento no pico de flexão do quadril na fase de apoio e maior variabilidade da distância entre o pé e o solo durante a fase de balanço ^(58, 62).

2.2. Fadiga e risco de quedas na população idosa

A fadiga é um dos agravantes para o aumento risco de quedas durante a marcha em idosos ^(29, 32, 63). A definição do termo fadiga tem sido amplamente discutida na literatura ⁽⁶⁴⁻⁶⁶⁾. Ream e Richardson ⁽⁶⁴⁾ definiram a fadiga como um sintoma subjetivo e desagradável que incorpora sensações em todo corpo, as quais variam de cansaço a exaustão e impedem a continuidade de determinada tarefa, interferindo também na habilidade do indivíduo de exercer função em sua capacidade normal.

Aaronson et al. ⁽⁶⁵⁾ afirmam que a fadiga é a diminuição da capacidade de realizar atividade física e/ou mental devido a um desequilíbrio na disponibilidade, utilização ou restauração de recursos necessários para realizar a atividade. Harrington et al. ⁽⁶⁶⁾ alegaram que a fadiga está relacionada com a sensação de cansaço, redução de energia e da força muscular e, ressaltam ainda, a importância de distinguir a fadiga em um indivíduo saudável, dos casos em que a fadiga é um sintoma debilitante associado a alguma patologia.

Dessa maneira, a fadiga pode ser aguda/não-patológica ou crônica/patológica. A fadiga aguda caracteriza-se pela sensação de cansaço decorrente da realização de determinada atividade física e é atenuada após o repouso. Já a fadiga crônica configura-se como uma sensação de cansaço contínuo e desproporcional a atividade prévia realizada que não melhora com o repouso ⁽⁶⁶⁾.

Os achados em relação a fadiga em idosos e jovens ainda são controversos, de maneira que alguns estudos encontraram que o início da fadiga é antecipado em idosos ^(63, 67) e outros, em contrapartida, mostram que idosos possuem maior resistência a fadiga em relação a jovens ^(68, 69). Bilodeau et al. ⁽⁶⁸⁾ e Kent et al. ⁽⁶⁹⁾ ao aplicarem protocolos de contração isométrica em diferentes grupos musculares, constataram que idosos são mais resistentes a fadiga. Já Mcneil e Rice ⁽⁶⁷⁾ encontraram que idosos fadigam mais rapidamente do que jovens em tarefas dinâmicas dependentes de força e velocidade. Estes mesmos autores sugerem que seus achados diferem dos demais estudos devido a avaliação da fadiga durante tarefas mais funcionais, que empregam sobrecargas mais leves e mais próximas a condições de atividades de vida diária. Ainda, ao comparar o desempenho de idosos caidores e não caidores durante um protocolo de contrações concêntricas isocinéticas máximas dos extensores de joelho, Schwendner et al. ⁽⁶³⁾ evidenciaram uma menor resistência muscular, ou seja, menor tempo para atingir a fadiga em idosos com histórico de quedas.

Evans e Lambert ⁽⁷⁰⁾ e Helbostad et al. ⁽²⁹⁾ afirmam que a fadiga é um sintoma comum em idosos devido à diminuição da potência aeróbia e da capacidade do sistema cardiorrespiratório e muscular, decorrentes do processo

de envelhecimento. A perda de massa muscular é estimada em 30% a 50% entre os 40 e 80 anos de idade ⁽⁷¹⁾, e pode ser exacerbada pela inatividade física ^(72, 73). Essa perda de massa muscular está relacionada com a diminuição da capacidade de gerar força e é acompanhada pela redução da quantidade e da função mitocondrial, fator este que contribui de maneira importante no declínio da capacidade aeróbia máxima em indivíduos acima de 60 anos ^(70, 74, 75). A capacidade aeróbia máxima é um importante preditor da velocidade de marcha e nível de mobilidade e tem como determinantes fatores centrais, que controlam o fornecimento de oxigênio para os músculos (débito cardíaco), e a capacidade dos músculos de extrair e utilizar o oxigênio para o ATP durante o exercício ^(23, 70).

As disfunções na marcha e mudança na postura durante o caminhar em decorrência do envelhecimento resultam no aumento do custo energético desta tarefa motora ^(23, 26). Em um estudo realizado por Wert et al. ⁽²³⁾ foi verificado que variáveis biomecânicas tais como ângulo de extensão do quadril, largura do passo e cadência, contribuem na variação do custo energético durante a marcha. Outros autores ressaltam ainda que o aumento do gasto energético durante a marcha não pode ser explicado somente pelas alterações que ocorrem nos membros inferiores, podendo ser influenciada por alterações na postura ^(76, 77).

Estudos prévios apontam também a influência da alteração de comportamentos neuromusculares tais como o aumento da coativação muscular como um importante fator contribuinte do aumento do custo energético durante a marcha ^(14, 78, 79). Em seu estudo, Marques et al. ⁽¹⁴⁾, ao comparar o nível de ativação e coativação muscular da marcha em velocidade

de preferência de idosos caidores e não caidores, constataram que em idosos caidores o aumento do custo energético foi relacionado ao aumento da ativação do glúteo máximo no momento do toque de calcanhar, já nos idosos não caidores o custo energético foi maior com o aumento da coativação dos músculos da coxa.

O aumento do custo energético aliado a diminuição da capacidade aeróbia máxima e da capacidade de gerar força tem um importante impacto na vida do idoso, levando-o a realizar a marcha e as demais tarefas motoras diárias numa maior intensidade relativa de esforço e predispondo-o assim mais rapidamente a fadiga ^(23, 25, 70).

Embora diversos estudos tenham avaliado a fadiga em idosos, ainda há uma escassez de evidências na literatura sobre seu efeito durante atividade dinâmicas tais como a marcha ^(29, 32). Helbostad et al. ⁽²⁹⁾, ao verificar o efeito de um protocolo de repetição máxima de sentar e levantar na marcha em velocidade de preferência de idosos constatou a ocorrência do aumento da largura do passo, aumento da aceleração médio-lateral e da variabilidade da aceleração ântero-posterior do tronco. Além disso, é constatado que com a fadiga ocorre a diminuição da capacidade do quadril em gerar trabalho, de reagir a perturbações externas e aumento da variabilidade do comprimento do passo durante a marcha ^(29, 32). Em contrapartida a esses achados, Granacher et al. ⁽⁸⁰⁾ encontrou que após a fadiga dos músculos extensores de joelho de idosos ocorreu aumento significativo da velocidade de marcha e comprimento de passo em condições de marcha com dupla tarefa.

Ko, Hausdorff e Ferrucci ⁽³²⁾ afirmam que uma marcha mais desafiadora, seja pelo aumento da velocidade ou após a realização de tarefas que levam a

um processo de fadiga, evidenciam as alterações no padrão de marcha com o envelhecimento. A escassez de evidências e o conflito entre os resultados de estudos prévios em relação ao efeito da fadiga em idosos sugerem que mais investigações sejam realizadas para o maior entendimento do seu efeito na marcha e no risco de quedas desta população.

3. OBJETIVOS

3.1 GERAL

Analisar e comparar o efeito da fadiga em variáveis biomecânicas durante a marcha em velocidade de preferência em idosas caidoras e não caidoras.

3.2 ESPECÍFICOS

Comparar o comprimento da passada, largura do passo, tempo de apoio e balanço, ângulo de extensão de quadril e dorsiflexão, ativação muscular no toque do calcâneo e retirada do hálux, cocontração muscular, centro de pressão (CP), picos de força de reação vertical do solo no na aceitação do peso e na propulsão, bem como as taxas de aceitação de peso e de desprendimento do pé durante a marcha em velocidade de preferência no solo, antes e após um protocolo incremental de fadiga em idosas caidoras e não caidoras.

4. HIPOTESE

Hipotetizamos que após o protocolo incremental de fadiga as idosas apresentarão lentificação da marcha e aumento da instabilidade postural, no entanto, acreditamos que essas alterações serão mais evidentes em idosas caídas. Idosas não caídas possivelmente apresentarão estratégias compensatórias frente a fadiga para manter a estabilidade dinâmica durante a marcha.

5. MÉTODOS

5.1 VOLUNTÁRIOS

Foram recrutadas 22 voluntárias da comunidade com idade entre 60 e 80 anos de idade, as quais foram divididas em 2 grupos: idosas caidoras (GIC, n=11) e idosas não-caidoras (GINC, n=11). Foram consideradas idosas caidoras as voluntárias que apresentarem alguma queda nos 12 meses pregressos ao estudo ⁽⁸¹⁾.

Os critérios de não inclusão consistiram na ocorrência de lesão de tecidos moles ou fraturas nos seis meses pregressos ao estudo, presença de alterações neurológicas, respiratórias, cardiovasculares e vestibulares. Como critérios de elegibilidade, as voluntárias deveriam apresentar pontuação ≥ 46 pontos na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (ANEXO 1) ⁽⁸²⁾, não serem sedentárias segundo a versão reduzida do IPAQ (ANEXO 2) e não apresentar alterações cognitivas de acordo com o Mini Exame do Estado Mental (MEEM) ⁽⁸³⁾.

Todas as voluntárias assinarão o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1) o qual as informa e garante a preservação de sua identidade e o direito de desistência em qualquer momento. O presente estudo foi antecipadamente submetido e aceito pelo Comitê de Ética em pesquisa local, conforme Protocolo N° 054/2012 (APÊNDICE 2).

5.2 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Os procedimentos de avaliação foram realizados em dois dias.

No primeiro dia foi realizada a anamnese (APÊNDICE 3), bem como a aplicação da escala de equilíbrio de Berg, Mini Exame do Estado Mental. Além disso, foi realizado o protocolo para determinação da velocidade de preferência de marcha em esteira, familiarização das voluntárias aos procedimentos de coleta e avaliação do torque isométrico máximo dos extensores de joelho no membro inferior dominante.

Para a determinação da velocidade de preferência na esteira, inicialmente foi determinada a velocidade de preferência da marcha em solo (VPMS) de cada voluntária. Para isto, as voluntárias foram orientadas a caminhar em sua velocidade de preferência em uma passarela 14 metros de comprimento por 3 vezes consecutivas. O cálculo da VPMS foi realizado pela média das 3 tentativas, coletadas por meio de um sistema de fotocélulas (CEFISE[®], Nova Odessa, BRA) posicionadas a 2 e 12 metros do percurso para que fossem desconsiderados os momentos de aceleração e desaceleração da marcha ⁽⁸⁴⁾. Após a obtenção da VPMS, a voluntária foi posicionada na esteira ergométrica e a partir de uma velocidade correspondente 50% de sua VPMS, foi aumentado gradativamente $0,1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na velocidade da esteira até que a voluntária relatasse que esta velocidade estava rápida, sendo em seguida, a velocidade reduzida gradativamente ($0,1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) até que a voluntária relatasse que a velocidade da esteira estava lenta. Este protocolo foi repetido por três vezes e a média das três velocidades mais rápidas e mais lentas foi

considerada a velocidade de preferência da marcha em esteira (VPME), na qual as voluntárias foram familiarizadas por 10 minutos⁽⁸⁵⁾.

A avaliação do torque isométrico máximo dos extensores de joelho no membro inferior foi realizada em um dinamômetro isocinético (Biodex[®], New York, USA). Foram realizadas 3 contrações isométricas máximas com o joelho posicionado a 60° de flexão. Foi realizado um intervalo de 30 segundos entre cada contração. Previamente a avaliação do torque isométrico máximo a voluntária foi familiarizada com 3 contrações submáximas e durante todo o teste foi dado estímulo verbal.

No segundo dia foi realizada a coleta de dados cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos da marcha. Inicialmente, para garantir que a VPME seja ideal para a voluntária, foi realizado novamente o protocolo para determinação da VPME e familiarização na esteira por 10 minutos, seguida do protocolo para determinação da velocidade máxima de preferência da marcha em esteira (VPME_m).

Para determinação da VPME_m, a velocidade da esteira foi gradativamente aumentada a partir da VPME até que a voluntária relatasse que a velocidade estava semelhante a máxima velocidade de marcha que é usualmente utilizada para caminhar não sendo permitido correr. A voluntária foi previamente orientada de que a velocidade máxima de marcha refere-se à velocidade de marcha empregada naqueles momentos em que “se está com muita pressa como quando está muito atrasado para um determinado compromisso”.

A avaliação da marcha consistiu inicialmente na avaliação da marcha em solo, seguida do protocolo incremental de fadiga na esteira ergométrica e, posteriormente, na reavaliação em solo.

A Figura 1 ilustra o fluxograma geral dos procedimentos de avaliação.



FIGURA 1: Procedimentos de avaliação

5.2.1 Avaliação da marcha

Antes do início da coleta de dados marcadores fotorreflexivos (Vicon Motus[®], Oxford, UK) foram posicionados conforme descrito no item 5.4, e o módulo de transmissão da eletromiografia por telemetria foi ajustado sobre a cintura das voluntárias por meio de um cinto. Sensores de pressão *Fooswitches* (Noraxon[®], Phoenix, USA) foram posicionados sob os pés das voluntárias na região do calcâneo, hálux, base do hálux, e quinto metatarso para determinação das fases da marcha. Todas as voluntárias realizaram a avaliação da marcha descalças.

A FIGURA 2 apresenta o teste de marcha na passarela, com destaque para marcadores cinemáticos, sensores de pressão, sistema de eletromiografia por telemetria e plataforma de força.

A avaliação da marcha foi realizada sobre uma passarela de 10 metros ⁽⁸⁶⁾. Antes do início da avaliação inicial da marcha foi realizada a familiarização das voluntárias com a marcha na passarela ⁽⁸⁷⁾.

Após a familiarização foi iniciada a avaliação da marcha na qual as voluntárias caminharam em velocidade auto-selecionada sobre a passarela por consecutivas vezes. Foram registradas 3 tentativas de marcha válidas (teto de tentativas de 10 vezes). A tentativa era considerada válida quando a voluntária apoiava por completo a superfície plantar do membro inferior dominante na plataforma de força. Foi dada orientação verbal para que as voluntárias caminhassem em velocidade habitual adotada nas atividades de vida diária.

A reavaliação da marcha após o protocolo incremental de fadiga ocorreu seguindo os mesmos procedimentos da avaliação inicial da marcha.

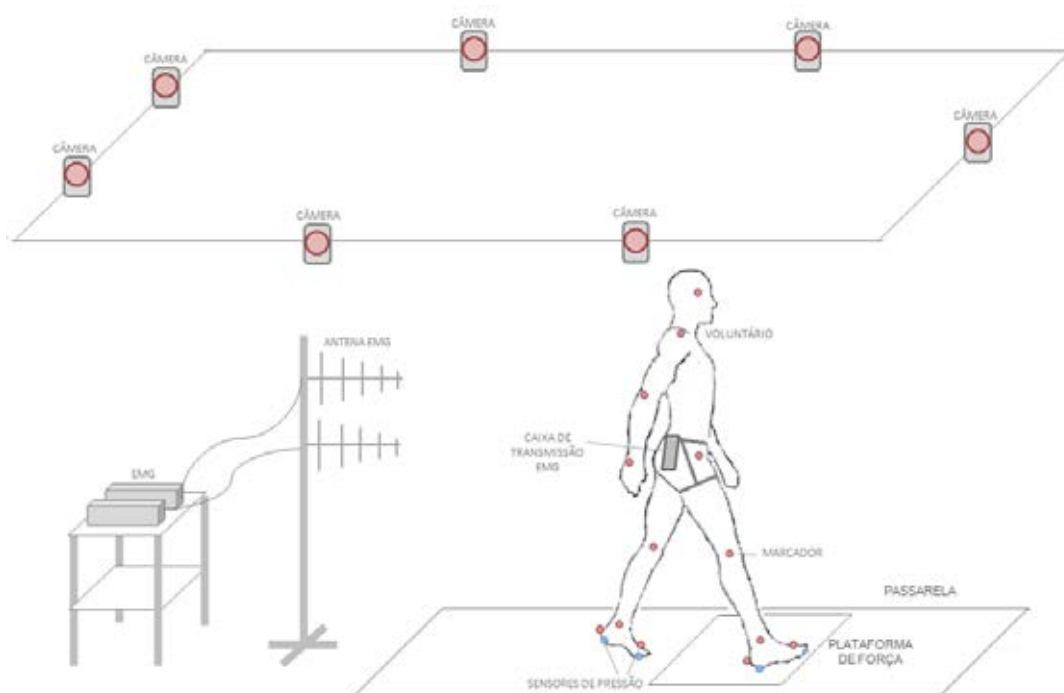


FIGURA 2: Ambiente de coleta, teste de marcha no solo com destaque para marcadores cinemáticos, sistema de eletromiografia por telemetria, plataforma de força e sensores footswitches.

5.2.2 Protocolo incremental de fadiga durante a marcha em esteira

O protocolo incremental de fadiga, baseado em Malatesta et al. ⁽²⁶⁾, foi realizado em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED[®], Gravataí, BRA). Os dados metabólicos foram obtidos por meio de um frequencímetro (FS3 - Polar[®], Finlândia) e um analisador de gases (Quark PFTergo – Cosmed[®], Itália).

O protocolo incremental de fadiga foi realizado na velocidade de preferência na esteira. A velocidade foi mantida constante e a inclinação da esteira foi progressivamente aumentada em 2% a cada 2 minutos até que as voluntárias atinjam a exaustão. A sensação de esforço foi obtida ao fim de cada estágio por meio da Escala de esforço percebida de Borg de 15 pontos traduzida para a língua portuguesa. Foi considerado que a voluntária atingiu o estado de fadiga a partir do relato de sensação de exaustão (score 20 na Escala de Borg) concomitantemente com a ocorrência de um dos seguintes critérios: (1) um platô no VO_2 mesmo com o contínuo aumento na intensidade do exercício; (2) razão de trocas gasosas (R: VCO_2/VO_2) superior a 1,0 e (3) frequência cardíaca máxima predita para a idade ($FC_{m\acute{a}x}=220-idade$) ^(26, 88).

5.3 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia foi sincronizada com o sistema de captação de dados cinemáticos e com os *footswitches*, por meio da placa de sincronização de sinais biológicos (NORBNC, Noraxon[®], Phoenix, USA).

Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria (TM900, Noraxon[®], Phoenix, USA) de 8 canais, o *software* da Myoresearch (Noraxon[®], Phoenix, USA), ajustado com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento).

Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Meditrace[®]), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos foram posicionados no hemisfério dominante sobre os músculos: multifido, posicionado de 2 a 3 cm do processo espinhoso de L5, oblíquo interno (OI) colocado 2 cm medial e inferiormente a espinha íliaca ântero superior ⁽⁸⁹⁾, vasto lateral (VL) colocado a 2/3 da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a borda lateral da patela, bíceps femoral (BF) colocado na 1/2 da distância da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, tibial anterior (TA) posicionado a 1/3 da distância sobre a linha entre a proeminência lateral da fíbula e o maléolo lateral, e gastrocnêmio porção lateral (GL) colocado a 1/3 da distância da linha entre a cabeça da fíbula e o calcanhar, segundo as normas SENIAM ⁽⁹⁰⁾.

5.4 CINEMÁTICA

A coleta dos dados cinemáticos foi realizada de modo sincronizado com os dados eletromiográficos e dinamométricos durante o teste de marcha. Para a coleta de dados cinemáticos foi utilizado o sistema de análise de movimento MX com 7 câmeras T10 (Vicon Motus[®], Oxford, UK) com frequência de aquisição de dados de 100 Hz e o *software* Nexus (Vicon Motus[®], Oxford, UK).

Os marcadores (Vicon Motus[®], Oxford, UK) foram posicionados bilateralmente em 16 pontos anatômicos dos membros inferiores de acordo com o modelo *Plug-in Gait* (Vicon Motus[®], Oxford, UK): espinhas ilíacas ântero-superiores e póstero-superiores, côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral, tendão do calcâneo, região dorsal do primeiro e segundo metatarso, face lateral da coxa no ponto médio entre a articulação do quadril e do joelho, face lateral da perna no ponto médio entre a articulação do joelho e do tornozelo. A partir dos marcadores fotorreflexivos o *software* construiu um modelo espacial (Figura 3) e possibilitou a análise de variáveis cinemáticas temporais e espaciais durante o teste marcha.

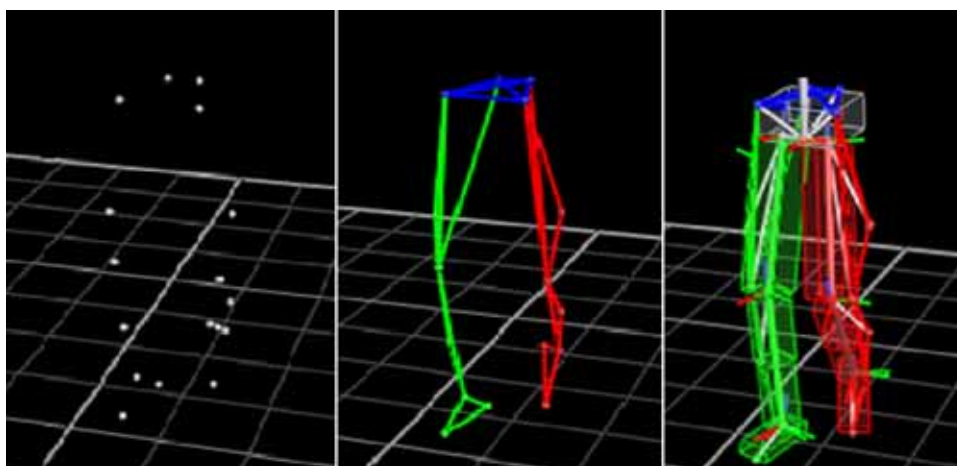


Figura 3: Construção do modelo espacial

5.5 DINAMOMETRIA

5.5.1 Plataforma de Força

Para coleta dos dados dinamométricos foi utilizada uma plataforma de força (OR6-6 AMTI ®) com uma frequência de amostragem de 100 Hz.

5.5.2 Footswitch

Os sensores de pressão *Foot Switch* (Noraxon®) foram utilizados para a determinação das fases da marcha e foram sincronizados com os dados de eletromiografia e cinemática.

5.6 ANÁLISE DE DADOS

Para análise dos dados eletromiográficos e cinemáticos foram consideradas 6 passadas da avaliação inicial e final da marcha em solo.

Os dados de cinemática, cinética e eletromiografia foram processados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®).

5.6.1 Análise do sinal eletromiográfico

O processamento do sinal eletromiográfico foi realizado utilizando um filtro passa banda de 20-500 Hz, em seguida, o sinal foi retificado pelo método de onda inteira, e suavizado com um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz, para a criação do envelope linear de 100 ms antes e após o toque do calcanhar e a retirada do hálux. A atividade eletromiográfica foi normalizada pelo pico de ativação muscular da marcha em VPME_m.

O cálculo do percentual de co-contracção entre os músculos OI e MU, VL e BF, TA e GL foi realizado a partir dos valores de envelope linear, de acordo com a equação abaixo, como proposto por Winter⁽⁹¹⁾ e Candotti et al.,⁽⁹¹⁾.

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum A\&B}}{\text{área A} + \text{área B}} \times 100\%$$

O índice de cocontracção é o percentual de co-contracção entre dois músculos antagonistas A e B, como por exemplo, RF e BF. A *área A* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo A e a *área B* é a curva suavizada da

atividade EMG do músculo B; A *área comum A&B* é a curva comum da atividade EMG do músculo A e do músculo B ⁽⁹²⁾.

5.6.2 Análise Cinemática

Os dados cinemáticos foram processados utilizando um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 12 Hz.

As variáveis analisadas foram: velocidade, comprimento da passada, largura do passo, cadência, tempo de apoio e balanço, ângulo do tornozelo no toque do calcâneo e ângulo do quadril na retirada do hálux.

5.6.3 Análise cinética

Os dados cinéticos de força de reação do solo foram processados utilizando um filtro passa baixa com frequência de corte de 7Hz.

Os centros de pressão (CP) ântero-posterior e médio-lateral foram calculados a partir dos sinais mensurados pela plataforma de força segundo as fórmulas propostas por Duarte e Freitas ⁽⁹³⁾:

$$CP_{ap} = \frac{H - (F_x - M_y)}{F_z} \quad CP_{ml} = \frac{H - (F_y + M_x)}{F_z}$$

Onde H é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, F representa a componente de força e M representa a componente do momento de força.

As variáveis relacionadas ao CP analisadas foram: deslocamento ântero-posterior e médio-lateral do CP (ACPap; ACPml), área total do CP (ÁreaCP), velocidades ântero-posterior e médio lateral do CP (VMap; VMml) e deslocamento total do CP (DOT).

Foram analisadas também os picos de força de reação vertical do solo de aceitação do peso (F1) e propulsão (F3) e as taxas de aceitação do peso corporal e de desprendimento do pé. Para o cálculo da taxa de aceitação do peso corporal foi considerada a inclinação da curva da Fz em função do tempo entre 10% e 90% do pico de força na aceitação do peso, e para a taxa de desprendimento do pé foi considerada a inclinação da curva Fz em função do tempo entre 90% e 10% do pico de força na propulsão (figura 4) ⁽⁴³⁾.

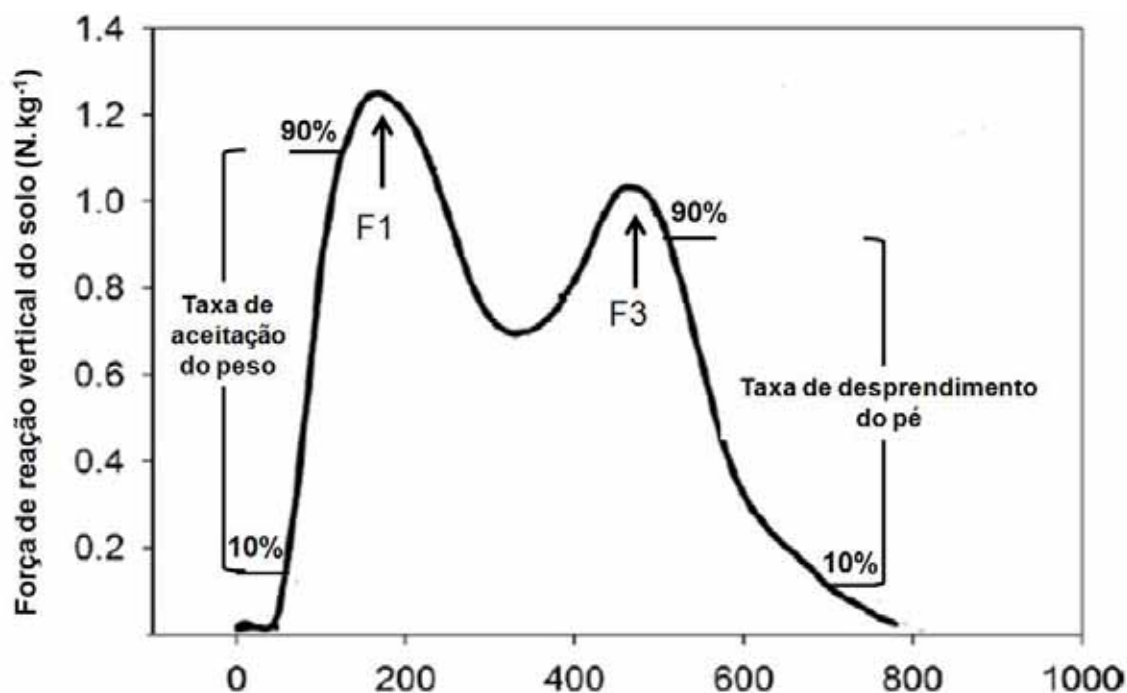


Figura 4: Curva da força de reação vertical do solo durante a fase de apoio da marcha. F1: força pico de aceitação do peso corporal, F3: força pico de propulsão.

5.6.4 Análise estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0® (SPSS). Para comparação entre as características dos grupos de idosas caídas e não caídas foi realizado o MANOVA. Para comparação entre os grupos, entre as avaliações inicial e final de marcha e a interação grupo avaliação foi realizado o ANOVA *two-way* para medidas repetidas. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

6. RESULTADOS

A TABELA 1 apresenta as características da amostra. Não foi observada diferença entre o grupo de idosas caidoras e não caidoras ($p=0,208$). A amostra foi constituída de 22 voluntárias com idade média de $70,19\pm 6,08$ anos, $1,53\pm 0,05$ m de altura e índice de massa corporal de $28,77\pm 2,84$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$. A pontuação atingida na Escala de Equilíbrio de Berg foi de $54,09\pm 1,58$ pontos e de $27,76\pm 2,57$ pontos no Mini Exame do Estado Mental.

TABELA 1: Caracterização da amostra

	Idosas caidoras n=11	Idosas não caidoras N=11
Idade (anos)	69,60(6,55)	70,73(5,88)
Massa (kg)	72,20(5,76)	63,47(6,75)
Estatura (m)	1,55(0,05)	1,52(0,05)
IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	30,29(2,88)	27,39(2,08)
Escala de Equilíbrio de Berg (pontos)	53,90(1,52)	54,27(1,68)
Mini Exame do Estado Mental (pontos)	27,70(3,06)	27,82(2,18)
VPME ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	1,06(0,13)	1,05(0,13)
VPME _m ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	1,26(0,13)	1,29(0,19)
Inclinação máxima da esteira (%)	10,60(3,50)	12,27(3,61)
FC máxima ($\text{bpm}\cdot\text{min}^{-1}$)	139,50(23,69)	135,55(16,62)
VO ₂ máximo ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	17,80(2,97)	21,24(2,48)
PT extensor joelho ($\text{Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$)	1,29(0,25)	1,55(0,30)

Valores de média (desvio padrão), IMC: índice de massa corporal, VPME: velocidade de preferência da marcha em esteira, VPME_m: velocidade máxima de preferência da marcha em esteira, FC_{máxima}: frequência cardíaca máxima, PT extensor joelho: pico de torque extensor de joelho.

Em relação ao nível de atividade física, em ambos os grupos 82% das voluntárias foram consideradas fisicamente ativas e 18% irregularmente ativas pelo IPAQ versão reduzida. 64% das idosas caidoras e 73% das idosas não caidoras relataram realizar caminhadas por pelo menos 10 minutos contínuos ($3,86 \pm 1,21$ dias/semana; $52,86 \pm 31,07$ min/dia e $3,5 \pm 2,45$ dias/semana; $62,5 \pm 43,67$ min/semana, respectivamente). Em ambos os grupos todas as voluntárias relataram realizar algum tipo de atividade moderada. No grupo de caidoras as voluntárias realizam atividades moderadas $3,8 \pm 1,48$ dias/semana, $74 \pm 45,75$ min/dia e no grupo de não caidoras as voluntárias realizam atividade moderada $4,09 \pm 1,58$ dias/semana, $77,27 \pm 47,50$ min/dia.

A Tabela 2 apresenta as variáveis cinemáticas do grupo de idosos caidores e não-caidores durante a avaliação da marcha em solo antes e depois da realização do protocolo incremental de fadiga.

Não houve diferença entre o grupo de caidores e não caidores ($p=0,681$) nem interação grupo avaliação ($p=0,133$). Foi encontrada diferença significativa na comparação entre as avaliações inicial e final da marcha ($p=0,010$) para a variável velocidade ($p=0,000$) e para a cadência ($p=0,026$).

Tabela 2: Comparação de variáveis cinemáticas entre avaliação inicial e final de idosas caídas e não caídas e entre avaliação inicial e avaliação final.

	Idosas caídas (n=11)		Idosas não caídas (n=11)		Avaliação inicial n=22	Avaliação final n=22
	Avaliação inicial	Avaliação final	Avaliação inicial	Avaliação final		
Velocidade (m/s)	1,08(0,14)	1,18(0,15)	1,13(0,18)	1,20(0,14)	1,11(0,16)	1,19(0,14)*
Comprimento da passada (mm)	962,31(88,64)	961,16(120,21)	976,60(81,17)	1003,95(91,90)	969,80(82,97)	983,57(105,85)
Cadência (passos/min)	167,80(23,45)	169,74(25,76)	166,10(43,51)	174,69(26,09)	166,91(34,57)	172,33(25,40)*
Largura do passo (mm)	114,44(10,39)	117,83(8,97)	115,62(11,97)	120,30(11,22)	115,06(10,98)	119,12(10,04)
Tempo de apoio (s)	0,69(0,07)	0,67(0,06)	0,67(0,08)	0,65(0,06)	0,68(0,07)	0,66(0,06)
Tempo de balanço (s)	0,37(0,04)	0,36(0,05)	0,38(0,05)	0,36(0,08)	0,37(0,04)	0,36(0,06)
Ângulo de dorisiflexão do tornozelo no TC (°)	6,02(2,64)	5,95(2,94)	4,33(4,06)	4,05(3,46)	5,13(3,49)	4,95(3,29)
Ângulo de extensão do quadril na RH (°)	10,30(6,21)	8,64(7,25)	8,14(4,53)	6,46(3,73)	9,17(5,37)	7,50(5,64)

Valores de média(desvio padrão), TC: toque do calcâneo; RH: retirada do hálux

*Diferença entre avaliações, p<0,05

Em relação aos dados de plataforma de força não foi observada diferença significativa para nenhuma variável relacionada ao centro de pressão (grupos: $p=0,687$; avaliações: $p=0,632$; interação grupos avaliações: $p=0,448$). Para os dados referentes a força de reação vertical do solo não foram encontradas diferenças significativas na comparação entre grupos ($p=0,914$) nem interação entre os grupos e avaliações ($p=1,000$), no entanto, ocorreu diferença significativa na comparação entre as avaliações inicial e final da marcha ($p=0,004$). O pico força de aceitação do peso no toque do calcâneo foi maior ($p=0,004$) na avaliação final da marcha (Figura 5) e houve um aumento das taxas de aceitação do peso ($p=0,006$) e de desprendimento do pé ($p=0,026$) (Figura 6) após a realização do protocolo incremental de fadiga.

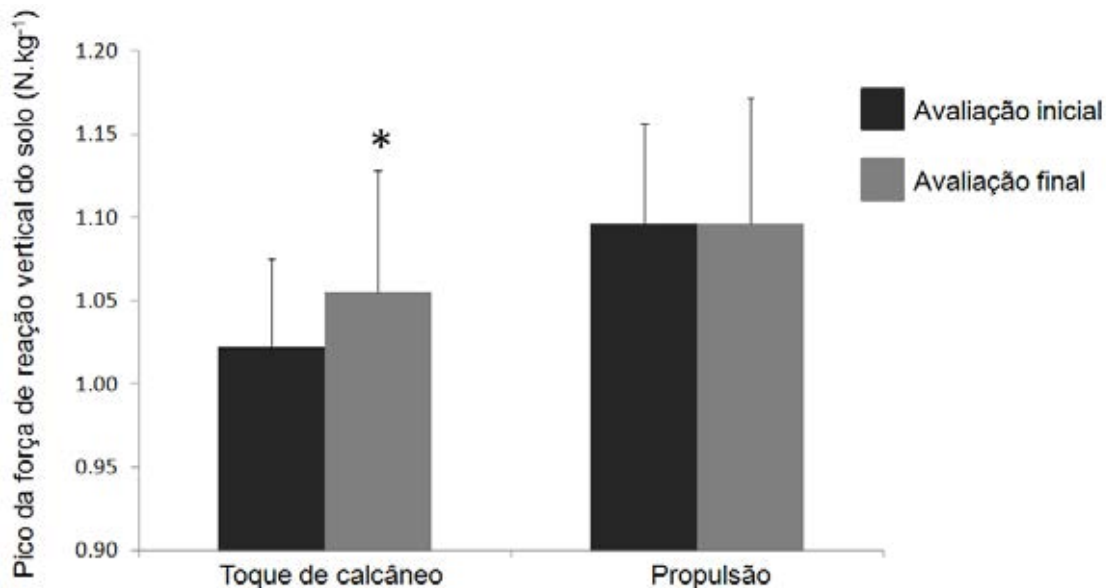


Figura 5: Comparação entre os picos de força de reação do solo vertical no toque no calcâneo e na propulsão entre avaliação inicial e final da marcha.

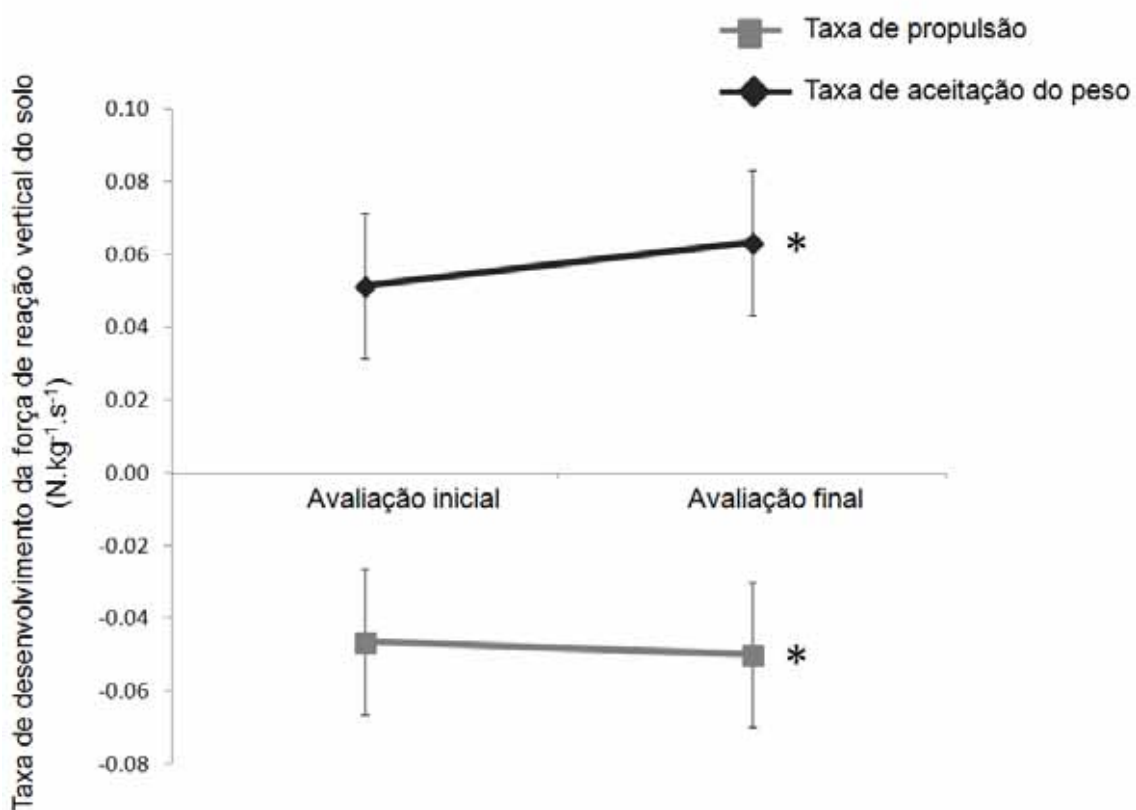


Figura 6: Comparação entre avaliação inicial e final da taxa de desenvolvimento de força da força de reação vertical do solo no toque do calcâneo e na propulsão.

Para os dados eletromiográficos de ativação muscular e cocontração não houve interação entre grupos ($p=0,736$; $p=0,413$), avaliações ($p=0,348$; $p=0,073$) ou grupos e avaliações ($p=0,198$; $p=0,623$).

7. DISCUSSÃO

Com base nos resultados podemos observar que, ao contrário do esperado, não foram observadas diferenças nas variáveis biomecânicas da marcha entre idosas caidoras e não caidoras em nenhuma das condições avaliadas. No entanto, ocorreu um aumento na velocidade da marcha e na cadência de idosas após o protocolo de incremental de fadiga o qual foi acompanhado de um aumento do pico de força de reação vertical do solo na aceitação do peso e das taxas de aceitação de peso e de desprendimento do pé.

A velocidade da marcha tem sido utilizada como um importante parâmetro para avaliação do desempenho da marcha e do nível de mobilidade funcional, de maneira que uma marcha mais rápida tem sido relacionada a um menor risco para quedas e para perda de mobilidade funcional ^(94, 95). No entanto, no presente estudo, acreditamos que o aumento da velocidade da marcha após a fadiga não constitui-se como fator de melhora na performance da marcha, pois pode estar relacionado a um efeito agudo residual do drive neural aumentado em decorrência da marcha em esteira que configura-se por si só como uma condição mais desafiadora em relação a marcha em solo.

Um aumento da velocidade da marcha em condição pós fadiga também foi observado no estudo realizado por Granacher et al. ⁽⁸⁰⁾ em que idosos foram avaliados antes e após um protocolo de fadiga dos músculos flexores e extensores do joelho por meio de um isocinético. Em seu estudo, o aumento da velocidade da marcha foi acompanhado ainda pelo aumento no comprimento da passada e pela redução na variabilidade do comprimento da passada.

Granacher et al. ⁽⁸⁰⁾ sugerem que a adoção de uma marcha mais rápida após a fadiga pode configurar-se como uma estratégia dos idosos para perfazer o percurso (10m) e se poupar o mais rápido possível da sensação de cansaço. Assim, sugere-se que em estudos futuros que investiguem o efeito da fadiga na marcha sejam utilizados percursos maiores, pois isso impediria que os idosos aumentassem sua velocidade de marcha em relação a condição pré fadiga devido a incapacidade de manter uma velocidade mais rápida do que o habitual em um percurso com maior distância. Este autor sugere também que o aumento da velocidade pode ter ocorrido devido a compensação da fadiga nos músculos da coxa pelo aumento da atividade sinérgica de outros músculos, tais como os flexores de quadril.

O aumento do comprimento da passada e da cadência são duas estratégias utilizadas para aumentar a velocidade da marcha ⁽⁸⁰⁾. No presente estudo a estratégia predominante para o aumento da velocidade foi o aumento da cadência, e isso pode estar relacionada a redução da mobilidade articular que ocorre com o envelhecimento a qual dificulta o aumento da amplitude articular e o aumento da passada.

Em relação ao aumento do pico de força de aceitação do peso e das taxas de aceitação de peso e desprendimento do pé após o protocolo de fadiga, acreditamos que estes achados estão associados a uma redução do controle motor induzido pela fadiga e à redistribuição do torque articular com o envelhecimento.

Segundo alguns estudos, as forças de reação do solo vertical mantém uma relação linear com a velocidade da marcha e são proporcionais à capacidade de suporte das articulações do tornozelo, joelho e quadril, de modo

que a redução da velocidade estaria associada a menores valores de pico de força de reação do solo e a menor capacidade muscular de gerar o momento de suporte ^(43, 96-98). LaRoche, Millett e Kralian ⁽⁴³⁾ ao estudar a marcha de idosas com redução de força, constataram que estas andam numa velocidade máxima de marcha significativamente menor e apresentam menores picos de força de reação do solo em relação a idosas sem alteração de força. Esses autores encontraram ainda uma correlação positiva entre os picos e taxas de aceitação do peso e de desprendimento do pé com o torque máximo de membros inferiores e taxa de desenvolvimento de força, e sugerem, dessa maneira, que menores velocidades de marcha geram menor força de reação do solo e conseqüentemente redução demanda de geração de forças de suporte pela musculatura. Assim, a redução da velocidade de marcha seria uma estratégia para modular a marcha de acordo com a capacidade do indivíduo de gerar força de suporte ⁽⁴³⁾.

Em contrapartida a esses estudos, Hatton et al. ⁽⁹⁹⁾, ao estudar o efeito da fadiga de membros inferiores (protocolo de repetições máximas de sentar e levantar) na marcha com obstáculo em idosas, verificou que independente da velocidade ocorre um aumento do pico e da taxa de força de reação vertical do solo após a fadiga. Os autores atribuem esses achados a um comprometimento no controle motor dos membros inferiores devido a uma redução na propriocepção, além de uma redução da capacidade de gerar suporte do membro inferior contralateral ao membro em balanço. Assim, acreditamos que em nosso estudo, o aumento do pico e da taxa de aceitação de peso após a fadiga não são decorrentes apenas do aumento da velocidade,

pois podem estar relacionadas a redução da capacidade de modular os movimentos dos membros inferiores durante a marcha.

No presente estudo, após a fadiga, o aumento na taxa de desprendimento do pé não foi acompanhado do aumento do pico de força na propulsão. Acreditamos que este achado está relacionada a redistribuição do toque articular em membros inferiores que ocorre com o envelhecimento. Em seu estudo, DeVita e Hortobagyi ⁽⁹⁾ encontraram que durante a marcha em uma mesma velocidade, a soma do trabalho realizado pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo foi de 44,8 e 43,9J em jovens e em idosos. No entanto, a contribuição dos músculos do quadril, joelho e tornozelo foram respectivamente de 44, 5 e 51% em idosos, e de 16, 11 e 73% em jovens, o que reflete uma adaptação neuromuscular frente ao envelhecimento em que a musculatura do quadril passa a ser mais requisitada ⁽⁹⁾. Alcock, Vanick e O'Brien ⁽⁵⁵⁾, ao avaliar a marcha de idosas em velocidade de preferência encontraram uma correlação entre idade e pico de momento dos flexores plantares, de modo que ocorre um declínio da capacidade dos flexores plantares de gerar torque com o envelhecimento que resulta na redução da capacidade propulsiva. Além disso, foi constatado também um aumento do pico de momento dos flexores de quadril associada tanto com o envelhecimento quanto com o aumento da velocidade de marcha no momento de pré-balanço da marcha ⁽⁵⁵⁾. O aumento da atividade do quadril no pré-balanço representa uma ação concêntrica dos flexores de quadril e sugere um aumento na utilização da estratégia de retirada do pé em detrimento da estratégia de propulsão durante a marcha. Assim, se a demanda funcional para locomoção não pode ser atendida pelo tornozelo devido ao comprometimento de sua função com o envelhecimento, ocorre uma

compensação pelo aumento da utilização do quadril e dessa maneira é possível que ocorra o aumento da taxa de desprendimento do pé com o aumento da velocidade sem que ocorra o aumento do pico de força de propulsão.

Ao contrário do esperado, não foram encontradas diferenças entre o grupo de idosas caidoras e não caidoras em nenhuma das avaliações da marcha. Uma possível razão para a ausência de diferenças nas variáveis biomecânicas entre os grupos é o critério de classificação utilizado para dividir os grupos. No presente estudo foram consideradas idosas caidoras aquelas que apresentaram ao menos uma queda nos 12 meses pregressos ao estudo⁽⁸¹⁾. No entanto, diversos estudos que têm encontrado diferenças entre idosos caidores e não caidores classificaram como caidores apenas caidores recorrentes, ou seja, aqueles que sofreram ao menos duas quedas no período pregresso ao estudo^(17, 19, 20). No presente estudo, apenas 3 voluntárias relataram a ocorrência de mais de uma queda, dessa maneira, uma reconsideração na classificação para divisão da amostra resultaria em cerca de 85% das voluntárias não caidoras.

O torque extensor isométrico de joelho tem sido utilizado com um importante preditor do nível de mobilidade funcional, pois tem se mostrado uma variável sensível para identificar, a partir de um valor de corte de $1,55 \text{ Nm.kg}^{-1}$, o declínio da capacidade de gerar força que pode comprometer a realização de tarefas diárias tais como a marcha⁽⁴³⁾. No presente estudo, apesar de os valores de torque extensor de joelho não terem sido significativamente diferente entre os grupos, o grupo de idosas caidoras obteve uma média de $1,29 \pm 0,25 \text{ Nm.kg}^{-1}$, e o grupo de idosas não caidoras apresentou uma média

de $1,55 \pm 0,30 \text{ Nm.kg}^{-1}$, o que indica respectivamente, idosas com e sem alteração do nível de mobilidade. Assim, acreditamos que o torque extensor de joelho pode representar uma importante variável para predizer, além do nível de mobilidade, o risco de quedas em idosos.

Apesar de não serem encontradas diferenças significativas na potência aeróbia entre idosas caidoras e não caidoras, 80% das idosas caidoras apresentaram o $\text{VO}_{2\text{máx}}$ abaixo de $18,3 \text{ mL/kg.min}$ ^(100, 101). Estudos apontam esse valor como um limiar requerido para independência funcional. Schrack, Simonsick e Ferrucci ⁽¹⁰⁰⁾ constataram que em idosas que apresentam valores de pico de consumo de oxigênio abaixo desse limiar, o custo energético da marcha torna-se um fator condicionante da velocidade. Assim, quando a redução da potência aeróbia chega a níveis críticos, sua influência na realização de tarefas motoras passa a ter maior importância e o condicionamento aeróbio pode constituir-se como fator limitante para realização de determinados movimentos ^(100, 101). Acreditamos, portanto, que no grupo de idosas caidoras o protocolo incremental de fadiga pode ter sido limitado pela redução da capacidade aeróbia a qual se mostrou mais acentuada em relação ao grupo de idosas não caidoras.

8. CONCLUSÃO

O protocolo incremental de fadiga não evidenciou as diferenças entre o grupo de idosas caidoras e não caidoras, no entanto, após a fadiga pôde ser destacada uma possível redução no controle motor e alteração da estratégia de propulsão durante a marcha de idosas. Assim, sugerimos que mais investigações sejam realizadas em relação ao efeito da fadiga no envelhecimento e no risco de quedas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Quigley PA, Campbell RR, Bulat T, Olney RL, Buerhaus P, Needleman J. Incidence and cost of serious fall-related injuries in nursing homes. *Clin Nurs Res* 2012; 21(1): 10-23.
2. Siqueira FV, Facchini LA, Piccin RX, Tomasi E, Thumé E, Silveira DS, et al. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. *Revista Saúde Pública* 2007; 41(5): 749-56.
3. Rebelatto JR, Castro AP, Sako FK, Aurichio TR. Equilíbrio estático e dinâmico em indivíduos senescentes e o índice de massa corporal. *Fisioterapia em Movimento* 2008; 21(3): 69-75.
4. Bechara FT, Santos SMS. Efetividade de um Programa Fisioterapêutico para Treino de Equilíbrio em Idosos. *Revista Saúde e Pesquisa* 2008;1(1): 15-20.
5. Fasano A, Plotnik M, Bove F, Berardelli A. The neurobiology of falls. *Neurol Sci* 2012; 33(6): 1215-23.
6. Inouye SK, Studenski S, Tinetti ME, Kuchel GA. Geriatric syndromes: clinical, research and policy implications of a core geriatric concept. *J Am Geriatr Soc.* 2007; 55(5): 780-91.
7. Nachreiner SK, Findorff MJ, Wiman JF, Mccarthy TR. Circumstances and consequences of falls in community-dwelling older women. *Journal of Women's Health* 2007; 16(10): 1437-46.
8. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing* 1997; 26: 261-8.
9. Devita, P.; Hortobagyi, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 88: 1804-1811.
10. Khandoker AH, Lynch K, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 18(7): 7-18.
11. Prince F, Corriveau H, Hebert R, Winter D. Gait in the elderly. *Gait & Posture* 1997; 5: 128-35.
12. Kirkwood RN, Trede RG, Moreira BS, Kirkwood SA, Pereira LS. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. *Gait Posture* 2011; 34: 60-64.
13. Verlinden VJ, Van Der Geest JN, Hoogendam YY, Hofman A, Breteler MM, Ikram MA. Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait Posture* 2012; 37(4):500-5.

14. Marques NR, Laroche DP, Hallal CZ, Crozara LF, Morcelli MH, Karuka AH, et al. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clin Biomech* 2013; 28: 330-6.
15. Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait Posture*; 2004; 20(1):26-9.
16. Brach JS, Studenski SA, Perera S, Vanswearigen JM, Newman A. B. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture* 2008; 27(3): 431-9.
17. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Martin KL, Mcginley JL, Sanders VK. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age Ageing* 2011; 40(4): 481-7.
18. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extensor during walking: healthy elderly and faller versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(1): 26-30.
19. Callisaya BL, Blizzard L, Mcginley JL, Srikanth VK. Risk of falls in older people during fast-walking- The TASCOC study. *Gait Posture* 2012; 36: 510-5.
20. Karlsson M, Ribom E, Nilsson J, Ljuggren O, Ohlsson C, Mellstrom D, Lorentzon M, et al. Inferior physical performance tests in 10998 men in the MrOs study is associated with recurrent falls. *Age aging* 2012; 41: 740-6.
21. Davies MJ, Dalsky GP. Economy of mobility in older adults. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 26(2): 69-72.
22. Malatesta D, Simar S, Dauvilliers Y, Candau R, Borrani F, Prefaut C, et al. Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *J Appl Physiol* 2003; 95: 2248-56.
23. Wert DM, Brach J, Perera S, Vanswearingen JM. Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Phys Ther* 2010; 90(7): 977-85.
24. Odasso MM, Schapira M, Soriano ER, Varela M, Kaplan R, Camara LA, et al. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol* 2005; 60: 1304-9.
25. Fiser WM, Hays NP, Rogers SC, Kajkenova O, Williams AE, Evans CM, et al. Energetics of walking in elderly people: factors related to gait speed. *J Gerontol* 2010; 65A(12): 1332-7.
26. Malatesta D, Simar S, Dauvilliers Y, Candau R, Saad HB, Prefaut C, et al. Aerobic determinants of the decline in preferred walking speed in healthy, active 65- and 80-year-olds. *Europ J Physiol* 2004; 447: 915-21.

27. Moore JB, Korff T, Kinzey SJ. Acute effects of a single bout of resistance exercise on postural control in elderly persons. *Percept Mot Skills* 2005; 100(2): 725-33.
28. Bellew JW, Fenter PC. Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. *Archi Phys Med Rehabil* 2006; 87(11): 1486-9.
29. Helbostad, JL, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *J Gerontol* 2007; 62(9): 1010-5.
30. Lin D, Nussbaum MA, Seol H, Singh NB, Madigan ML, Wojcik LA. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. *European J Appl Physiol* 2009; 106: 425-34.
31. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA, Wojcik LA. Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping. *Gait Posture* 2009; 29: 552-557.
32. Ko S, Hausdorff JM, Ferrucci L. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age Ageing* 2010; 39: 688-94.
33. Helbostad JL, Sturnieks DL, Menant J, Delbaere K, Lord SR, Pijnappels M. Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. *BMC Geriatrics* 2010.
34. Rebelatto JR, Castro AP. Efeito do Programa de Revitalização de adultos sobre a ocorrência de quedas dos participantes. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2007; 11(5): 383-389.
35. Hirano ES, Fraga GP, Mantovani M. Trauma no idoso. *Medicina Ribeirão Preto* 2007; 40(3): 352-7.
36. IBGE- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. *Projeção da População do Brasil por Sexo e Idade para o Período 2000/2060 e Projeção da População das Unidades da Federação por Sexo e Idade para o período 2000/2030*. 2013; http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2013/default.shtm
37. Zambaldi PA, Costa TAPN, Diniz GCLM, Scalzo PL. Efeito de um treinamento de equilíbrio em um grupo de mulheres idosas da comunidade: estudo piloto de uma abordagem específica, não sistematizada e breve. *Acta Fisiátrica* 2007; 14(1): 17-24.
38. Bassey EJ. Physical capabilities, exercise and aging. *Rev Clin Gerontol* 1997; 7: 289-297.

39. Meuleman JR, Brechue WF, Kubilis PS, Lowenthal DT. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. *Arch Phys Rehabil* 2000; 81: 312-8.
40. Faria JC, Machala CC, Dias RC, Dias JMD. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. *Acta Fisiatr* 2003; 10(3): 133-7.
41. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(3): 317-22.
42. Russ DW, Gregg-Cornell K, Conaway MJ, Clark BC. Evolving concepts on the age-related changes in "muscle quality". *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, v. 3, n. 2, p. 95-109, 2012.
43. Laroche DP, Millett ED, Kralian, RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait Posture* 2011; 33(4): 668-72, 2011.
44. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and ageing* 1997; 26:261-8.
45. Mills PM, Barrett RS, Morrison S. Clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait Posture* 2007; 28: 101-7.
46. Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine* 2000; 29: 1-12.
47. Stel VS, Smit JH, Pluijm SM, Lips P. Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. *Age Ageing* 2004; 33: 58-65.
48. Snijders AH, Warrenburg BP, Giladi N, Bloem BR. Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* 2007; 6(1): 63-74.
49. Chung TM. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. *Acta Fisiatr* 2000; 7(2): 61-7.
50. Cristopoliski F, Sarraf TA, Dezan VH, Provensi CLG, Rodacki ALF. Efeito transiente de exercícios de flexibilidade na articulação do quadril sobre a marcha de idosos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2008; 14(2): 139-144.
51. Terrier P, Deriaz O. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8(12).

52. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Mcginley JL, Srikanth VK. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. *Age Ageing* 2010; 39: 191-7.
53. Mänty M, De Leon CF, Rantanen T, Era P, Pedersen AN, Ekmann A, et al. Mobility-related fatigue, walking speed and muscle strength in older people. *J Gerontol* 2011; 67(5): 523-9.
54. Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 2003; 46(12): 1136-60.
55. Alcock L, Vanicek N, O'brien TD. Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. *Gait Posture* 2013; 37(4): 586-92.
56. Monaco V, Micera S. Age-related neuromuscular adaptation does not affect the mechanical efficiency of lower limb during walking, *Gait Posture* 2012; 36(3): 350-5.
57. Shmitz A, Silder A, Heiderscheit B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogra Kinesiol* 2009 ; 19: 1085-91.
58. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture* 2010; 32: 429-35.
59. Melzer I, Kurz I, Oddsson LIE. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Gait Posture* 2010; 25: 984-8.
60. Lugage V, Lin V, Chou L. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture* 2011; 33: 406-11.
61. Muhaidat J, Kerr A, Evans JJ, Skelton DA. Exploring gait-dual tasks in community-dwelling fallers and non-faller: A pilot study. *Physiother Theory Pract* 2013; 29(5): 351-70.
62. Kerrigan DC, Lee LW, Nieto TJ, Markman JD, Collins JJ, Riley PO. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(6): 730-5.
63. Schwendner KI, Mikesky A, Holt WSJ, Peacock M, Burr DB. Differences in muscle endurance and recovery between fallers and nonfallers, and between young and older women. *J Gerontol* 1997; 52A(3): M155-M160.
64. Ream E, Richardson A. Fatigue: a concept analysis. *Int J Nurs Stud* 1996; 33(5): 519-29.

65. Aaronson LS, Teel CS, Cassmeyer V, Neuberger GB, Pallikkathayil L, Pierce J, et al. Defining and measuring fatigue. *J Nurs Schol* 1999; 31(1): 45-50.
66. Harrington ME. Neurobiological studies of fatigue. *Prog Neurobiol* 2012; 99(2): 93-105.
67. Mcneil CJ, Rice CL. Fatigability is increased with age during velocity-dependent contractions of the dorsiflexors. *J Gerontol* 2007; 62A(6): 624-9.
68. Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ, Sandfort GL. Effect of aging on fatigue characteristic of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction. *J Appl Physiol* 2001; 91: 2654-64.
69. Kent-Braun JA, Doyle JW, Towse TF. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *J Appl Physiol* 2002; 93: 1813-23.
70. Evans WJ, Lambert CP. Physiological basis of fatigue. *J Phys Med Rehabil* 2007; 86: S29-S46.
71. Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi, Y, et al. Muscle function in 164 men and women aged 20-84 yr. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33(2): 220-6.
72. Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, Ishizu M, Kuno SY, Okada M, et al. Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(1): 39-44.
73. Ikezoe T, Mori N, Nakamura M, Ichihashi N. Atrophy of the lower limbs in elderly women: is it related to walking ability? *Europ J Appl Physiol* 2011; 111: 989-95.
74. Short KR, Bigelow ML, Kahl J, Singh R, Coenen-Schimke J, Raghavakaimal S, Nair S. Decline in skeletal muscle mitochondrial function with aging in human. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2005 ; 102(15) : 5618-23.
75. Johnson ML, Robinson MM, Nair KS. Skeletal muscle aging and the mitochondrion. *Trends Endocrinol Metabolism* 2013; 24(5): 247-56.
76. Ortega JD, Farley CT. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *J Appl Physiol* 2007; 102: 2266-73.
77. Saha D, Gard S, Fatone S, Ondra S. The effect of trunk-flexed postures in balance metabolic energy expenditure during standing. *Spine* 2007; 32(15): 1605-11.
78. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture* 2010; 31: 355-9.

79. Hortobagyi T, Finch A, Solnik S, Rider P, Devita P. Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *J Gerontol* 2011; 66A(5): 541-7.
80. Granacher U, Gruber M, Forderer D, Strass D, Gollhofer A. Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in young and elderly men. *Gait & Posture* 2010; 32: 107-12.
81. Tucker MG, Kavanagh JJ, Morrison S, Barrett RS. What are the relations between voluntary postural sway measures and falls-history status in community-dwelling older adults? *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91: 750-8.
82. Shumway-Cook AS, Woolacott MH. *Controle Motor : teoria e aplicação práticas*. Manole 2003 ; 2ª ed : 179-208.
83. Crum RM, Anthony JC, Bassett SS, Folstein MF. Population-Based Norms for the Mini-Mental State Examination by Age and Education Level. *The Journal of the American Medical Association* 1993; 269(18): 2386-91.
84. Watt JR, Franz JR, Kackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech* 2010; 25(5): 444-9.
85. Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech* 2006; 39: 444-52.
86. Brach JS, Perera S, Studenski S, Katz M, Hall C, Verghese J. Meaningful change in measures of gait variability in older adults. *Gait Posture* 2010; 31: 175-9.
87. Perry CJ, Kiriella JB, Hawkins KM, Shanahan CJ, Moore AE, Gage WH. The effects of anterior load carriage on lower limb gait parameters during obstacle clearance. *Gait Posture* 2010; 32: 57-61.
88. Paterson DH, Cunningham DA, Koval JJ, St Croix CM. Aerobic fitness in a population of independently living men and women aged 55-85 years, *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31(12): 1813-20.
89. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 477-89.
90. Hermens JH, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-47.
91. Winter, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley-Interscience Publication, 2ed., 1990.

92. Candotti CT, Loss JF, Bagatini D, Soares DP, Rocha EK, Oliveira AR, Guimarães AC. Cocontraction and economy of trathletes and cyclists at different cadences during cycling motion 2009; 19(5): 915-21.
93. Freitas SMSF, Duarte M. Métodos de Análise do Controle Postural. São Paulo: Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2006.
94. Kirkwood RN, Araújo PA, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores: uma revisão da literatura. R Bras Ci e Mov 2006; 14(4):103-10.
95. VanSwearingen JM, Perera S, Brach JS, Cham R, Rosano C, Studenski SA. A randomized Trial of two forms of therapeutic activity to improve walking: effect on the energy cost of walking. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2009; 64(11): 1190-8.
96. Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. J Biomechanics 1980; 13: 923-7.
97. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan JL, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. Clin Biomech 1996; 11(5): 253-9.
98. Hof AL. On the interpretation of the support moment. Gait & Posture 2000; 12: 196-9.
99. Hatton AL, Menant JC, Lord SR, Lo JCM, Sturnieks DL. The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation durins walking in older adults. Gait & Posture 2013; 37: 506-10.
100. Schrack JA, Simonsick EM, Ferrucci L. The relationship of the energetic cost of slow walking and peak energy expenditure to gait speed in mid-to-late life. Am J Phys Med Rehabil 2012; 92(1): 28-35.
101. Morey MC, Pieper CF, Cornoni-Huntley J. Is there a threshold between peak oxygen uptake and self reported physical functioning in older adults? Med Sci Sports Exerc 1998, 30(8): 1223-9.

ANEXO 1

ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

1. SENTADO PARA EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.

- () 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos
- () 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas
- () 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar
- () 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.

- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte
- () 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

- Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na situação sentado sem suporte. Siga diretamente para o item #4.

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.

- () 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de sentar durante 30 segundos
- () 1 capaz de sentar durante 10 segundos
- () 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.

- () 4 senta com segurança com o mínimo uso das mão
- () 3 controla descida utilizando as mãos
- () 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida

- () 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
- () 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS

- INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)

- () 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- () 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- () 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- () 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos

- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- () 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- () 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar

- () 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
- () 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
- () 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para

frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)

- () 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- () 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- () 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
- () 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- () 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés

- () 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- () 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- () 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
- () 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- () 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

- INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.

- () 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
- () 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
- () 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão ao virar
- () 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS

- INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção

- () 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
- () 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.

- () 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
- () 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
- () 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
- () 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

- INSTRUÇÕES: (DEMONSTRAR PARA O SUJEITO) Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

- () 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos
- () 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
- () 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

- INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

- () 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
- () 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
- () 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais
- () 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

() **PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)**

ANEXO 2**QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA VERSÃO CURTA**

Nome: _____

Data: ____/____/____ Idade : ____ Sexo: F () M ()

As perguntas a seguir estão relacionadas ao tempo que você gastou fazendo atividade física na ÚLTIMA semana e incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo.

Para responder às questões lembre que:

-Atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal

-Atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

Para responder às perguntas pense somente nas atividades que você realiza por pelo menos 10 minutos contínuos de cada vez:

1a Em quantos dias da última semana você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

_____ dias por SEMANA () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando por dia?

horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades MODERADAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar moderadamente sua respiração ou batimentos do coração (POR FAVOR, NÃO INCLUA CAMINHADA)

_____ dias por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades VIGOROSAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar MUITO sua respiração ou batimentos do coração.

_____ dias por SEMANA () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas: _____ Minutos: _____

CLASSIFICAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA

1. MUITO ATIVO: aquele que cumpriu as recomendações de:

a) VIGOROSA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão e/ou

b) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão + MODERADA e/ou

CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão.

2. ATIVO:aquele que cumpriu as recomendações de:

a) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão; e/ou

b) MODERADA ou CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão; e/ou

c) Qualquer atividade somada: ≥ 5 dias/sem e ≥ 150 minutos/sem (caminhada + moderada + vigorosa).

3. IRREGULARMENTE ATIVO: aquele que realiza atividade física, porém insuficiente para ser classificado como ativo, pois não cumpre as recomendações quanto à frequência ou duração. Para realizar essa classificação soma-se a frequência e a duração dos diferentes tipos de atividades (caminhada + moderada + vigorosa). Este grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o cumprimento ou não de alguns dos critérios de recomendação.

IRREGULARMENTE ATIVO A: aquele que atinge pelo menos um dos critérios da recomendação quanto à frequência ou quanto à duração da atividade:

a) Frequência: 5 dias /semana ou

b) Duração: 150 min / semana

IRREGULARMENTE ATIVO B: aquele que não atingiu nenhum dos critérios da recomendação quanto à frequência nem quanto à duração.

4. SEDENTÁRIO: aquele que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana

APÊNDICE 1**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(Conselho Nacional de Saúde- Resolução 196/96)

Você está sendo convidado a participar do estudo “**DETERMINAÇÃO DAS ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES SUBMETIDOS A PROTOCOLO INCREMENTAL DE FADIGA**”. Com intuito de esclarecer possíveis dúvidas seguem abaixo informações a respeito do estudo.

Nosso objetivo é analisar como o (a) senhor(a) se movimenta e estudar o comportamento do seu gasto energético e da atividade elétrica dos seus músculos durante o seu andar antes e após um protocolo que leva a fadiga por meio do aumento em sua intensidade de exercício com uma caminhada na velocidade de sua preferência na esteira.

A avaliação consistirá de análises dos movimentos e de como ocorre a ativação dos seus músculos a cada passo da marcha, além da mensuração do quanto de energia o(a) senhor(a) utiliza para caminhar. Serão três momentos, avaliação do andar, seguida do protocolo de fadiga e posteriormente a reavaliação do andar. Para análise dos movimentos, a qual chamamos de cinemática, serão colocados marcadores fotorreflexivos em diversos pontos do seu corpo que possibilitam a captação dos movimentos por meio de um sistema de câmeras. Para verificar como ocorre a ativação elétrica dos músculos, será feita a eletromiografia. Nesta análise são colocados eletrodos sobre sua pele. Previamente a este procedimento será realizada a raspagem da pele com lamina descartável, para retirada de pelos, e limpeza com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal elétrico do músculo. Para diferenciar cada fase do andar serão colocados sensores de pressão, em 4 diferentes pontos dos seus pés. Para mensuração do gasto energético o(a) senhor(a) utilizará uma máscara que mede a quantidade de oxigênio e gás carbônico durante a respiração com o (a) senhor(a) sentado em uma cadeira e também durante a caminhada na esteira.

Informamos que nenhuma das etapas da avaliação oferece qualquer risco grave à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. Poderá ocorrer vermelhidão no local da colocação dos eletrodos e possível dor muscular decorrente de atividade física, porém ambos prevalentes em curto período de tempo. Durante o teste ocorrerão variações na frequência cardíaca e na pressão arterial, estas serão constantemente monitoradas e o teste será imediatamente interrompido caso seja percebido algum comportamento cardiovascular anormal que traga riscos ao senhor(a) e em caso de relato de mal estar (falta de ar e tontura) e/ou cansaço excessivo.

Este estudo almeja, por meio da investigação das variáveis biomecânicas e custo energético de caidores e não caidores, contribuir com informações que facilitem o diagnóstico e a tomada de decisões para intervenções no contexto da fisioterapia clínica.

Garantimos a confidencialidade das informações geradas e a privacidade de sua identidade. Os dados serão utilizados apenas para fins acadêmicos e seu nome não será divulgado ou citado em nenhum momento.

A sua recusa em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

A qualquer momento o senhor (a) poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, por meio de contato com os pesquisadores.

Se você estiver suficientemente esclarecido sobre sua participação nessa pesquisa, convido-o a assinar este Termo elaborado em duas vias, sendo que uma via ficará com você e a outra com os pesquisadores.

Rio Claro, _____ de _____ de 2013

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador responsável
(Aline Harumi Karuka)

Visto: _____

Nome do Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Contatos e Questões:**DETERMINAÇÃO DAS ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES SUBMETIDOS A PROTOCOLO INCREMENTAL DE FADIGA**

Pesquisador Responsável: Aline Harumi Karuka

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Cargo/função: Professor Adjunto

Instituição: Universidade Estadual Paulista (UNESP)/ Programa de Pós Graduação
Fisioterapia

Endereço: Av. 24-A, nº 1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

Dados para Contato: fone (19) 3526-4345 e-mail: aline_karuka@hotmail.com

Dados do sujeito:

Nome: _____ Sexo: F() M()

RG: _____ Data de nascimento: ____/____/____

Endereço: _____ Fone: _____

APÊNDICE 2- Decisão CEP 054/2012

unesp



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MÉSQUITA FILHO"
Campus de Rio Claro

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
CEP - IB - UNESP - RIO CLARO

DECISÃO CEP Nº 054/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 3533	Data de Registro CEP: 15.05.12
Projeto de Pesquisa: "Determinação das alterações biomecânicas de idosos caidores e não caidores submetidos a protocolo incremental de fadiga"	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável:
	Colaboradores:
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável:
	Orientando(a):
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Aline Harumi Karuka
	Orientador(a): Mauro Gonçalves

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

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 48ª reunião ordinária, realizada em 25/06/2012.	
<input checked="" type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias):
<input type="checkbox"/>	Não Aprovou.
<input type="checkbox"/>	Retirou , devido à permanência das pendências.
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha , com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- CONEP/MS , por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

“Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados”
Data de Entrega: Julho de 2013

Rio Claro, 25 de junho de 2012.

Prof. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari
Coordenadora do CEP

APÊNDICE 3- Ficha de avaliação

Nome: _____ D.N.: ____ / ____ / ____

Endereço: _____ Telefone: _____

Dia 1

Histórico de quedas

6 meses progressos

12 meses progressos: SIM (), quantas? _____ NÃO ()

Se sim, informe o local:

() Dentro de casa () Fora de casa

O que estava fazendo? _____

O que sentiu no momento da queda:

() Tontura () Fraqueza () Perda de força () Outro _____

O que ocorreu com a queda:

() Fraturas () Machucados () Medo de cair novamente

() Dependência (temporária) para realizar as tarefas do dia a dia

Você tem alguma doença?

NÃO () SIM () _____

Você toma medicamentos diariamente?

NÃO () SIM () _____

Atividade física: NÃO () SIM ()

Se sim, quantas vezes por semana? Por quanto tempo? Qual a intensidade?

Dados antropométricos:

Massa: _____ Altura: _____ IMC: _____

	Comprimento	Ombro	Cotovelo	Punho	Mão	Joelho	Tornozelo
MID							
MIE							

Lateralidade

Bola: _____

Subir degrau: _____

Desequilíbrio anterior: _____

Escala de Berg

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Total

Mini exame do estado mental:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Total

Contrações isométricas (extensão de joelho)**Determinação da velocidade de preferência**

Tempo (s)	1°	2°	3°	Velocidade média:
-----------	----	----	----	-------------------

Esteira (veloc.)	1°	2°	3°	Média
Mínima				
Máxima				

Dia 2

Protocolo incremental: PA inicial: _____/_____ mmHg

PA final: _____/_____ mmHg

	Estágio (porcentagem de inclinação)											
	1 (1%)	2 (3%)	3 (5%)	4 (7%)	5 (9%)	6 (11%)	7 (13%)	8 (15%)	9 (17%)	10 (19%)	11 (21%)	
Borg												
FC												

Intecorrências: _____
