

ANDRÉA DE JESUS LOPES

**ATIVACÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA INICIAÇÃO
DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDAS RECORRENTES**

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

2009

ANDRÉA DE JESUS LOPES

**ATIVACÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA INICIAÇÃO
DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDAS RECORRENTES**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano.

Orientação: Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood.

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

2009

L864a Lopes, Andrea de Jesus
2009

Ativação muscular e parâmetros espaço-temporais da iniciação de marcha em idosas com e sem história de quedas recorrentes. [manuscrito] / Andrea de Jesus Lopes – 2009.

92 f., enc.

Orientadora: Renata Noce Kirkwood

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 71-74

1. Idosos. 2. Acidentes por quedas. 3. Marcha. 4. Capacidade motora. I. Kirkwood, Renata Noce. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 159.943

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@ceffto.ufmg.br SITE: www.ceffto.ufmg.br/mreab
Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 125 (CENTO E VINTE E CINCO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA ANDRÉA DE JESUS LOPES DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 27 (vinte e sete) dias do mês de novembro do ano de dois mil e nove, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão de pública para apresentação e defesa da dissertação "ATIVAÇÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA INICIAÇÃO DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDA ACIDENTAL" de ANDRÉA DE JESUS LOPES. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes professores doutores: Renata Noce Kirkwood, Leani Souza Máximo Pereira e Adriana Netto Parentoni, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 9 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata *aprovada e apta a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação*. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 27 de novembro de 2009.

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood *Renata Noce Kirkwood*

Professora Dra. Leani Souza Máximo Pereira *Leani Souza Máximo Pereira*

Professora Dra. Adriana Netto Parentoni *Adriana Netto Parentoni*

Marilane Soares *Marilane Soares*
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@ceffto.ufmg.br SITE: www.ceffto.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 3409.4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de ANDRÉA DE JESUS LOPES intitulada "ATIVACÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA INICIAÇÃO DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDA ACIDENTAL" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora APROVOU a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood aprovado Renata Noce Kirkwood

Profa. Dra. Leani Souza Máximo Pereira aprovado Leani Souza Máximo Pereira

Profa. Dra. Adriana Netto Parentoni aprovado Adriana Netto Parentoni

Belo Horizonte, 27 de novembro de 2009.

Colégio de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
Prof. Dra. Raquel Rodrigues Brito
Coordenadora do Colégio de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Dedico este trabalho e todo esforço envolvido na sua realização ao meu filho,
Luiz Felipe Lopes Machado, fonte de alegria e motivação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por iluminar minha vida. Sei que é fonte inesgotável de energia e paz, que nos fortalece nos momentos mais difíceis.

À minha orientadora, Renata Noce Kirkwood. Seus conhecimentos e sua amizade me ajudaram muito a alcançar este objetivo. Sabemos que a vida segue seus próprios caminhos e às vezes somos surpreendidos por dificuldades e atropelos, mas ao final vemos que serviram para nos fortalecer. Obrigada pela oportunidade, pelo apoio, pela confiança!

À minha amada família, mamãe, Carlos, Aline e Alessandra. Agradeço à vocês pelo apoio e incentivo constante e ao Luiz Felipe, Kethelin e Kaique por renovarem minhas energias. Amo todos vocês! Obrigada por não medirem esforços para apoiarem meus projetos. Mãe, este é mais um sonho que consigo realizar com seu apoio!

Ao apoio e amizade dos amigos da Newton Paiva. Um agradecimento especial ao Geraldo Fabiano, coordenador do curso de fisioterapia do Centro Universitário Newton Paiva, e aos colegas professores pelos freqüentes ajustes em horários e disponibilidade para trocas e substituições, em especial para Silvana Roriz e Alessandro Fortini.

Ao meu amigo e parceiro, Henrique de Alencar Gomes. Fico muito feliz em ter te conhecido! Obrigada pelo apoio em todos os momentos.

Aos colegas de coleta, Bruno Moreira, Sheila, Ana Cisalpino, Henrique e Renan, obrigada pelo apoio constante, pela disponibilidade, companhia e boas risadas. Bruno, muito obrigada por compartilhar seus diversos contatos.

Aos amigos de trabalho do Hospital Sarah – Belo Horizonte, em especial àqueles que fizeram parte da minha jornada até aqui. Sei que torceram por mim quando decidi abrir novas portas. Um abraço especial para Wellington, Cida, Lúcia Borges, Ivanilde, Alessandra, Nayara, Marisa, Patrícia e Denise.

Aos meus colegas de mestrado, pela amizade e pelo incentivo, em especial Regina, Rosa, Paula, Cláudio. Às amigas feitas ou reforçadas durante o mestrado, especialmente na disciplina Tópicos em Fragilidade. Esse foi meu marco de imersão na área de Gerontologia.

Às professoras Rosângela Corrêa Dias e Leani Pereira, obrigada pelos ensinamentos e sugestões. Vocês inspiram a todos que desejam ingressar nesta área de estudo!

Compartilho este trabalho com os mestres que tive especialmente no Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Agradeço o apoio de todos os professores e funcionários do programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação.

Agradeço aos pacientes por mim atendidos e aos alunos que tive. Todos vocês foram fonte de inspiração para busca continuada de conhecimento e aperfeiçoamento profissional.

Enfim, agradeço a todos aqueles que de alguma forma me auxiliaram neste processo e às senhoras participantes desta pesquisa, pela disponibilidade e histórias de vida. É sempre um aprendizado ouvir histórias de uma vida!

“O mundo será sempre cheio de desafios. E esses desafios serão facilmente vencidos se a fé, o otimismo, a coragem, a perseverança e a paixão pela vida nos acompanharem sempre rumo à realização dos nossos sonhos.”

(Autor desconhecido)

RESUMO

A iniciação da marcha (IM), fase de transição entre o ortostatismo e a seqüência de passos, requer reação às forças desestabilizadoras e manutenção do equilíbrio dinâmico. Idosos caidores provavelmente não estão aptos a ativar estratégias musculares e posturais eficientes para controlar a estabilidade na IM e assim se protegerem contra as quedas. Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar os parâmetros espaço-temporais e o padrão de ativação dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (GAS) e tibial anterior (TA) durante a iniciação da marcha entre grupos de idosos com e sem história de quedas recorrentes. Foram avaliadas 85 idosas residentes na comunidade, com idade ≥ 60 anos.

As voluntárias foram divididas em dois grupos, caidor recorrente e não caidor recorrente, considerando a história de duas ou mais quedas nos últimos 12 meses. No grupo caidor recorrente, cinco das 52 idosas relataram história de uma queda nos últimos 12 meses. Os parâmetros espaço-temporais da IM foram obtidos na velocidade auto-selecionada utilizando um tapete eletrônico com sensores embutidos, denominado sistema GAITRite®. Para análise da ativação temporal dos músculos SOL, GAS e TA foi utilizado eletromiógrafo BIOPAC®. O grupo caidor foi composto por 33 idosas ($73,8 \pm 5,4$ anos) e o grupo não caidor por 52 idosas ($70,9 \pm 5,6$ anos). O grupo caidor era significativamente mais velho ($p=0,008$) e apresentou em média mais quedas ($4,1 \pm 8,3 \times 0,2 \pm 0,4$) que o grupo não caidor. Foi realizada uma análise multivariada (MANOVA) com as variáveis dependentes base de suporte, tempo, velocidade (normalizada pelo comprimento dos membros inferiores) e comprimento do 1º passo, levando em consideração a variável independente grupo (ser ou não caidor). O critério de Wilks lambda foi significativo $\Lambda= 0,88$, $\chi^2 (1, N=82)=$

15,352, $p < 0,00$, indicando que as variáveis dependentes foram significativamente afetadas pelo variável independente grupo. Uma análise discriminante foi conduzida simultaneamente para determinar qual variável dependente poderia discriminar a condição grupo (ser ou não caidor recorrente). Os resultados mostraram que a velocidade normalizada e a base de suporte do 1º passo durante a IM poderiam discriminar a condição grupo com 60,7% dos casos classificados corretamente. Entre os preditores houve uma forte correlação da variável velocidade normalizada com a função discriminante quando comparada com a variável base de suporte do 1º passo ($r = 0,88$ e $0,62$, respectivamente). Em relação os dados temporais de ativação, latência e tempo total de ativação dos músculos SOL, GAS e TA, os resultados não apresentaram diferença significativa entre grupos durante a IM. A conclusão do estudo foi que idosas caidoras iniciam a base de uma forma mais lenta e com uma base de suporte mais ampla, sendo esses achados observados em um nível de significância de 5%. As idosas com histórico de quedas recorrentes diminuem a velocidade durante a IM provavelmente como tentativa para aumentar a estabilidade ao iniciar a marcha. Além disso, a menor base de suporte apresentada por elas pode ser interpretada como um controle deficitário da postura e do equilíbrio.

Palavras-chave: iniciação da marcha, quedas recorrentes, idosos, parâmetros espaço-temporais, ativação muscular.

ABSTRACT

Gait initiation (GI), a transition phase between standing and walking, requires effective force reaction to the maintenance of the dynamic equilibrium. Elderly fallers may not be able to develop muscular and effective postural strategies to enhance stability during GI and therefore protect them against recurrent falls. Therefore, the objective of this study was to compare the spatial and temporal parameters and the muscular pattern of soleus (SOL), gastrocnemius (GAS) and tibialis anterior (TA) muscles during GI in two groups of elderly individuals with and without history of recurrent falls. Eighty-five community-dwelling elderly females, 60 years older or more, participated in the study. The volunteers were divided in two groups, with and without history of falls, according to the occurrence of 2 or more falls in the previous year. Spatial and temporal parameters during GI were recorded during self selected walking velocity using an electronic carpet with internal sensors, the GAITRite® system. For temporal activation of the SOL, GAS and TA muscles the EMG BIOPAC® system was used. The recurrent faller group comprised 33 elderly females (73.8 ± 5.4 years) and the non-faller group 52 elderly females (70.9 ± 5.6 years). The faller group was statistically older ($p=0,008$) and had an average more falls ($4.1\pm 8.3 \times 0,2\pm 0,4$) in the last year when compared to the non-faller group. A Multivariate Analyses of Variance (MANOVA) was conducted with the dependent variables base of support, time, normalized velocity (normalized by the length of the legs) and step length of the first step during GI, considering as independent variable group (fallers and non-fallers). The Wilks's lambda criterion was significant $\Lambda= 0.88$, $\chi^2 (1,N=82)= 15.352$, $p< .00$, indicating that the dependent variables were significantly affected by the main effect group. A simultaneous discriminant analysis was conducted to determine which dependent variable could predict the condition

group (recurrent faller and non-faller). The results showed that normalized velocity and base of support of the first step during GI could discriminate the condition group with 60.7% of the cases classified correctly. The correlation between the predictors demonstrated the strongest correlation of the normalized velocity variable with the discriminant function when compared to base of support of the first step ($r=0.88$ and 0.62 , respectively). Regarding the temporal activation data, latency and total time activation of the SOL GAS and TA muscles, the results showed no significant difference between groups during GI. In conclusion, female elderly with recurrent falls decrease their velocity as an attempt to enhance stability during GI. The decrease in the base of support could be a result of deficit in the postural control present in the elderly fallers group.

Key-words: gait initiation, recurrent falls, elderly, spatio-temporal variables, muscle activation.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

BS: Base de Suporte

CM: Centro de Massa

CP: Centro de Pressão

DGI: Teste Dinâmico da Marcha (*Dynamic Gait Index*)

FES-I: Escala de Eficácia em Quedas – Internacional (*Falls Efficacy Scale-International*)

FIBRA: Fragilidade em Idosos Brasileiros

FRS: Força de Reação de Solo

GAS: Gastrocnêmio

IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse

IM: Iniciação da Marcha

IMC: Índice de Massa Corporal = peso/ (altura)²

MANOVA: Análise Multivariada de Variância

MEEM: Mini Exame do Estado Mental

MMII: Membros Inferiores

SOL: Sóleo

TA: Tibial Anterior

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos grupos de idosas caidoras e não caidoras para a coleta com o Sistema GAITRite®.....	56
Tabela 2 - Comparação das variáveis espaciais e temporais da iniciação da marcha entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras.....	57
Tabela 3 - Tabela dos coeficientes estandardizados e da correlação das variáveis preditoras da função discriminante.	58
Tabela 4 - Características dos grupos de idosas caidoras e não caidoras para a coleta dos dados eletromiográficos.....	60
Tabela 5 - Comparação das variáveis eletromiográficas da iniciação da marcha (IM) entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras.	61

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1. OBJETIVOS.....	21
2. MATERIAIS E MÉTODOS	22
2.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	22
2.2 AMOSTRA.....	22
2.3 INSTRUMENTAÇÃO E MEDIDAS.....	24
2.3.1 <i>Dados eletromiográficos</i>	24
2.3.2 <i>Dados temporais e espaciais da iniciação da marcha</i>	26
2.3.3 <i>História de quedas</i>	27
2.3.4 <i>Auto-eficácia relacionada a quedas</i>	28
2.3.5 <i>Teste Dinâmico da Marcha</i>	29
2.4 PROCEDIMENTOS	30
2.5 REDUÇÃO DOS DADOS	32
2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
3. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36
4 ARTIGO CIENTÍFICO	45
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	73
ANEXO 1	76
ANEXO 2	77
ANEXO 3.....	82

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento da população brasileira, com início na década de 60, acompanha uma tendência mundial, sendo justificado principalmente pela acelerada queda na taxa de fecundidade e redução na taxa de mortalidade¹⁻³. As pessoas com mais de 60 anos de idade no Brasil representam 10,5% do total da população¹. Estimativas sobre envelhecimento populacional apontam para uma cifra de 32 a 33 milhões de pessoas com mais de 60 anos em 2025, representando um aumento de idosos de aproximadamente 10% em 15 anos, levando o Brasil a assumir a sexta posição entre os países com maior número de idosos. Projeções indicam que em 2050, a população de idosos corresponderá a aproximadamente 20% da população brasileira^{2,4-6}.

No processo de envelhecimento populacional nota-se um maior número de mulheres idosas, o que caracteriza o fenômeno de feminização da população idosa brasileira^{1,7}. De acordo com dados do IBGE (2008b), a distribuição da população idosa brasileira em relação ao sexo prevista para o ano de 2025 é de 41,7% de indivíduos do sexo masculino e 58,3% do sexo feminino. A população idosa feminina que em 2000 era de 2,5 milhões, pode vir a atingir 7 milhões de mulheres em 2050⁴.

Essa mudança demográfica demandará de nossa sociedade o compromisso de instituir ações políticas e sociais para promover um envelhecimento ativo. Um dos desafios para profissionais da saúde será identificar e compreender fatores que interfiram na preservação ou melhora da qualidade de vida, desempenho e independência funcional do idoso⁸⁻¹¹.

Uma conseqüência grave do envelhecimento é o aumento da prevalência de quedas, que é ainda mais freqüente no sexo feminino¹²⁻¹⁵. A queda pode ser definida como um evento não-intencional que resulta em uma mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação à sua posição inicial^{14,16,17}. A queda é considerada uma das principais causas de morbidade nos idosos e representa um problema de saúde pública^{14,15,18-21}, pois leva a lesões e hospitalização, declínio funcional e na condição de saúde, impacto negativo na qualidade de vida, além de aumentar o risco de institucionalização e morte^{14,19,21-23}. Cerca de 30% dos idosos acima de 65 anos de idade caem ao menos uma vez por ano, sendo que, alguns desses indivíduos tornam-se caidores recorrentes^{13,14,24}. Estimativas mostram uma prevalência de 25 a 40% de quedas em idosos^{13,25}. No Brasil, a prevalência de quedas segue os padrões relatados no exterior. Em um estudo de coorte realizado em São Paulo, a taxa de prevalência de quedas em idosos comunitários foi de 32,7%, com recorrência de 13,9%²³. Recentemente, Siqueira e colaboradores (2007) relataram a prevalência de quedas de 34,8% em um estudo realizado com idosos de diferentes regiões brasileiras²².

A etiologia das quedas em idosos é de origem multifatorial, sendo que as quedas são consideradas um fenômeno resultante da complexa interação entre fatores intrínsecos e extrínsecos^{19,20,26}. Os fatores intrínsecos incluem história de quedas^{19,20}, alterações no equilíbrio e na marcha^{12,13,19,27}, déficit cognitivo e fraqueza muscular^{12,19}, uso de dispositivos auxiliares para a marcha¹⁹, déficit visual e auditivo^{12,19,20,23}, presença de doenças crônicas²⁸, uso de psicofármacos^{20,29} e ter idade superior a 80 anos¹⁹. Os fatores extrínsecos englobam superfícies irregulares, escadas, sapatos inapropriados, locais pouco iluminados, presença de animais

domésticos e tapetes no percurso, entre outros^{15,20,30,31}. A chance do indivíduo idoso cair aumenta de acordo com o número de fatores de risco apresentados¹⁹.

Somado a isso, as quedas podem ocasionar lesões teciduais em 40-60% dos indivíduos¹⁴, com aproximadamente 5% correspondente a fraturas^{13,14,17,25}. Estima-se que 1% das quedas resulte em fratura no quadril¹⁴. A ocorrência de quedas pode também levar o idoso a desenvolver medo de cair, limitações funcionais e restrições sociais, potencializando o impacto negativo em sua saúde^{14,15,19,23,32}.

O medo de cair, também conhecido como “síndrome pós-queda”, destaca-se entre as conseqüências de quedas em idosos^{15,33,34}, embora possa estar presente em idosos que nunca caíram³³⁻³⁵. A prevalência do medo de cair entre idosos caidores que vivem na comunidade varia de 32-83%^{35,36} e em idosos que nunca caíram é de aproximadamente 50%³³, sendo tal variabilidade provavelmente justificada pela forma de operacionalização deste construto³⁴. Dentre os idosos que restringem suas atividades por medo de cair, algumas características têm sido apresentadas na literatura, tais como, presença de déficit no equilíbrio e na marcha³⁶⁻³⁸, história prévia de queda^{37,39,40}, ter duas ou mais doenças crônicas³⁹, ser mais velho e ser do sexo feminino⁴⁰.

Na postura ortostática, o equilíbrio é alcançado quando a projeção vertical do centro de massa CM é mantida dentro dos limites da base de suporte (BS), ou seja, dentro dos limites de estabilidade⁴¹⁻⁴⁴. A base de suporte é definida como o perímetro delimitado pelas bordas dos pés em contato com o solo⁴³ e tem um papel fundamental no controle do deslocamento centro de pressão (CP) e CM durante a IM^{17,41,44}. O limite de estabilidade, demarcado pelas bordas dos pés, é a distância máxima que o CM pode ser deslocado intencionalmente, sem alterar a BS⁴²⁻⁴⁴. Mecanismos de ajustes antecipatórios e de reações posturais, como as estratégias

do tornozelo, quadril e passo, auxiliam na manutenção e recuperação do equilíbrio ao controlar o CM dentro da BS^{41,44}. Na IM, o equilíbrio dinâmico é obtido pelo controle do deslocamento do CG além dos limites de estabilidade⁴⁵⁻⁴⁸. Essa aceleração inicial do CM seguido de seu controle dentro da BS faz com que a IM seja uma atividade de alta demanda para o equilíbrio⁴⁵⁻⁴⁸. As quedas relacionadas a fatores intrínsecos são decorrentes da falha do controle postural em manter o CM nos limites de estabilidade ou de desenvolver reações eficientes para reestabelecer o equilíbrio^{41,44}.

Muitas das quedas nos idosos ocorrem enquanto andam⁴⁹ ou durante movimentos de transição postural, como no início e término da marcha ou nas mudanças de direções^{50,51}. A iniciação da marcha (IM) é definida como a fase de transição da posição de pé estática para o andar^{45,46}, corresponde a um período da marcha onde os diferentes segmentos corporais devem reagir às forças desestabilizadoras decorrentes da aceleração do corpo, enquanto mantém o equilíbrio dinâmico pelo controle do deslocamento do centro de gravidade além da base de suporte⁴⁵⁻⁴⁷.

Quando se inicia a marcha, vários eventos ocorrem de forma sincronizada e rápida, exigindo um adequado controle neuromuscular^{45,46}. Um pouco antes da retirada dos artelhos, o centro de pressão (CP) se desloca para o membro que irá permanecer em apoio⁵¹. Os músculos sóleo (SOL) e gastrocnêmio (GAS) são inibidos, seguido da ativação do músculo tibial anterior (TA). A ação do TA promove a flexão dorsal do tornozelo contribuindo para o avanço do CP no membro que irá oscilar^{45,47}. Essa estratégia motora tem por objetivo produzir forças para deslocar o CP posteriormente em direção ao membro que irá oscilar^{45,47,51,52}. Simultaneamente, as articulações do quadril, joelho e tornozelo entram em flexão no

membro oscilante em preparação para a retirada dos artelhos do chão e avanço do membro à frente^{45,47}. Nesta fase, o músculo SOL volta a se ativar, os dedos são liberados do chão e o CM se desloca anterior e medialmente^{45,47}. Portanto, a iniciação da marcha é governada por um programa motor que envolve inibição dos músculos SOL e GAS, seguida por ativação do músculo TA, tanto no membro oscilante como no membro apoio^{44,50,51}.

De acordo com Polcyn e colaboradores (1998), a geração de um momentum anterior para deslocar o corpo à frente e manter o equilíbrio, são componentes necessários e requerem um programa motor específico⁵¹. Antes de qualquer deslocamento do CM durante o início da marcha, o CP move-se para trás e na direção do membro que irá oscilar^{47,51,53}. Esse deslocamento posterior do CP aumenta o componente anterior da força de reação de solo (FRS) gerando um momentum anterior⁵¹. Desta forma, o deslocamento posterior e medial do CP gera forças propulsivas necessárias para que o CM se desloque anteriormente e o indivíduo dê seu passo^{47,50,51,52,54}.

Alterações na iniciação da marcha em indivíduos idosos já foram descritas na literatura comparando-os com adultos jovens e pacientes neurológicos^{53,55-57}. Mickelborough e colaboradores (2004) analisaram o padrão muscular dos músculos GAS, SOL e TA na IM em 21 idosos comunitários com independência para a marcha e demais atividades de vida diária, sem déficit cognitivo ou doença neurológica. Os resultados mostraram um atraso na inibição do músculo GAS logo após a IM sugerindo uma estratégia de segurança usada pelos idosos para controlar ou reduzir a aceleração do deslocamento posterior do CP e, conseqüentemente, a aceleração anterior do CM⁴⁵. Similarmente, Polcyn e colaboradores (1998) observaram uma seqüência de ativação motora alterada em idosos em relação a adultos jovens,

caracterizada por ausência de inibição dos músculos SOL e GAS antes da ativação do músculo TA em um grupo de idosos assintomáticos. De acordo com os autores, a ausência da inibição dos músculos GAS e SOL pode estar relacionada à perda de células Betz no córtex motor, responsáveis pela inibição de músculos antigravitacionais⁵¹. Do ponto de vista biomecânico, acredita-se que a atividade prolongada dos músculos GAS e SOL diminui a capacidade do sistema em gerar momentum para deslocar o CP posteriormente⁵¹. O resultado seria uma diminuição no componente da FRS anterior, reduzindo a aceleração anterior do CP, uma estratégia que teria como objetivo aumentar a estabilidade.

Henriksson & Hirschfeld (2001) investigaram a ativação muscular e os parâmetros espaciais e temporais entre um grupo de idosos assintomáticos (n= 29, média de idade 71,3 anos) e um grupo de jovens (n= 28, média de idade= 29,8 anos) durante a iniciação da marcha. Os dados eletromiográficos mostraram uma resposta antecipatória significativa do músculo TA na perna em oscilação no grupo jovem, enquanto quase 30% dos idosos não apresentaram este fenômeno. A ativação do músculo GAS ocorreu significativamente mais tarde no grupo idoso quando comparado com o grupo jovem e a latência dos músculos TA e GAS foi significativamente maior no grupo de idosos. Os resultados espaço-temporais mostraram um comprimento do primeiro passo significativamente menor no grupo de idosos quando comparado ao grupo jovem, sendo 34,6 (5)% e 39,9 (5)% da altura corporal, respectivamente ($p < 0,001$). Não foi vista diferença estatisticamente significativa na duração do 1º passo e o tempo de reação foi maior em idosos em relação aos adultos jovens (188 ms e 130 ms, respectivamente e valor $p < 0,001$). Tais achados foram vistos quando o membro a iniciar a marcha foi pré-determinado ou auto-selecionado. Os dois membros foram avaliados e na posição inicial foi

verificado que as forças exercidas nesta postura eram diferentes, sinalizando para uma assimetria na descarga de peso em direção ao membro de sustentação do peso. Tal diferença não foi significativa no grupo jovem. Os autores discutem que a assimetria do idoso na posição estática pode ser o mecanismo para garantir maior estabilidade ou para facilitar o deslocamento anterior do corpo, compensando um déficit no tempo para iniciar a marcha. A conclusão deste estudo foi que existem alterações na ativação muscular como estratégia compensatória no ajuste postural preparatório e na distribuição de peso durante a IM em idosos considerados saudáveis e fisicamente ativos⁴⁶.

Portanto, a transição de um corpo estável para a instabilidade, característica importante da iniciação da marcha, é comandada por uma seqüência de ativação motora, mais especificamente inibição dos músculos SOL/GAS e ativação do TA, que se demonstra alterada em idosos em relação a adultos jovens^{45,46,51}. É possível que os indivíduos idosos não estejam aptos a ativar estratégias musculares e posturais eficientes para controlar a estabilidade e assim, se protegerem contra as quedas^{25,50,58}. É possível especular que talvez isso seja mais evidente ainda em idosos caidores. Existem evidências de significativa diminuição do comprimento do primeiro passo e também uma maior variabilidade do seu tamanho nos idosos caidores em comparação com os não-caidores^{25,59}.

Entretanto, a literatura comparando a marcha de idosos com e sem história de quedas é escassa em estudos eletromiográficos e com controle de fatores confundidores tais como o medo de cair, déficit cognitivo, auto-eficácia em relação às quedas e variáveis antropométricas. Também há carência de estudos que forneçam informações sobre as repercussões do controle neuromuscular no desempenho motor e funcional da marcha, refletido nas variáveis espaciais e

temporais e no grau de adaptabilidade. Pesquisas sobre a atividade muscular na iniciação da marcha de idosos com história de quedas ainda não foram desenvolvidas.

Chang e colaboradores (1999) destacam que a análise da IM requer menor consumo de tempo e energia que análise convencional da marcha. Isso pode ser benéfico para aqueles indivíduos que não podem tolerar andar mais que poucos passos ou fadigam rapidamente durante testes experimentais, além de requerer menor custo e área no laboratório. Entretanto, que a aplicação clínica é limitada, pois os procedimentos e os equipamentos requeridos são complexos e onerosos⁶⁰. Na literatura, a maioria dos estudos utilizaram plataformas de força para análise^{46,51,57}. A maioria dos estudos sobre IM utilizam parâmetros de plataforma de força e analisam trajetória, amplitude e velocidade do deslocamento do CM ou CP^{45-47,51,52,57}. Na literatura, frequentemente a metodologia empregada considera o uso de parâmetros de plataforma de força analisando a trajetória, amplitude e velocidade do deslocamento do CM ou CP no pé em apoio ou na base de suporte.

Portanto, nosso objetivo foi determinar, por meio da eletromiografia e do sistema GAITRite, o padrão temporal de ativação muscular e os dados espaço-temporais entre um grupo de mulheres idosas com história de quedas recorrentes e um grupo sem história de quedas recorrentes. Nossa hipótese é que idosas com história de quedas recorrentes apresentam padrões diferentes de ativação dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior em relação a idosos não-caidores, sendo esses padrões incapazes de estabilizar os membros inferiores durante a IM. Quanto aos dados temporais e espaciais, nossa hipótese é que idosos caidores recorrentes apresentem menor velocidade, menor tamanho do primeiro passo e maior base de suporte.

A relevância clínica deste estudo está em elucidar os mecanismos relacionados à ocorrência de quedas recorrentes, analisando alterações na ativação muscular e nos parâmetros espaço-temporais da IM. Uma vez identificadas essas alterações, intervenções preventivas e terapêuticas para a ocorrência de quedas em idosos poderão ser planejadas e implementadas^{19,51,61}.

Objetivos

O objetivo do presente estudo foi comparar o padrão de ativação muscular dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (GAS) e tibial anterior (TA) e os parâmetros espaciais e temporais durante a iniciação da marcha entre dois grupos de idosos com e sem história de quedas recorrentes.

Objetivos específicos:

- ❖ Comparar o padrão temporal de ativação muscular, considerando o período de ativação (%), tempo de ativação (segundos), atraso na ativação (*Delay*) dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio (GAS) e sóleo (SOL) durante a IM, entre os grupos de idosos com e sem história de quedas.
- ❖ Comparar os parâmetros espaciais e temporais de IM (comprimento, tempo e velocidade do primeiro passo, tempo do ciclo e das fases de apoio e oscilação) entre os grupos de idosos com e sem história de quedas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo observacional com corte transversal.

2.2 Amostra

A seleção da amostra foi realizada por conveniência, sendo as participantes recrutadas na comunidade, na região metropolitana da cidade de Belo Horizonte. Um reduzido número de participantes do grupo com história de quedas foi extraído da amostra de um estudo multicêntrico em andamento para caracterização do perfil de fragilidade em idosos brasileiros (FIBRA). O estudo FIBRA vem utilizando uma amostra estratificada por região do domicílio. Não foram utilizados os critérios de fragilidade de idosos no recrutamento e divisão dos grupos do estudo.

Oitenta e cinco idosas (85) comunitárias participaram do estudo e foram agrupadas em dois grupos considerando a história de ocorrência ou não de quedas. O grupo com história de quedas recorrentes foi composto por 33 idosas e o grupo sem história de quedas foi constituído por 52 participantes. A opção pelo gênero feminino é justificada pela maior proporção de mulheres entre os idosos brasileiros, que caracteriza o fenômeno de feminização dessa população^{4,7} e maior prevalência de quedas neste grupo¹²⁻¹⁵.

Os critérios de inclusão para os dois grupos foram: ser do gênero feminino, ter idade igual ou superior a 60 anos e ter aceitado participar e ter assinado o termo de consentimento livre e esclarecido após os devidos esclarecimentos. A voluntária

devia residir na comunidade, ter capacidade para marcha independente (sem assistência humana ou uso de dispositivo de auxílio à locomoção), ser capaz de andar de forma ininterrupta por um trajeto de 10 metros de comprimento e apresentar condições clínicas estáveis.

Os critérios de exclusão para os dois grupos foram: apresentar suspeita de alterações cognitivas detectáveis pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM) considerando os pontos de corte brasileiros relacionados ao grau de escolaridade⁶³, ter sido submetida à tratamento fisioterápico nos últimos 3 meses. Além disso, foram excluídas as voluntárias que apresentaram seqüelas motoras de doenças reumáticas, ortopédicas, neurológicas, doenças oncológicas diagnosticadas ou em tratamento, lesões cutâneas em MMII que impeçam a colocação ou fixação dos eletrodos, queixa de dor intensa em MMII ou coluna, desvios posturais acentuados na coluna vertebral ou deformidades evidentes nos pés, distúrbios vestibulares sintomáticos caracterizados por queixa de tontura, zumbido ou instabilidade postural, ter histórico de fratura ou cirurgia ortopédica em MMII nos últimos 2 anos, ter deficiência visual grave não corrigida por lentes, ter história de trauma recente nos MMII (nos últimos 15 dias), mesmo que não sejam relacionados às quedas.

Para ser incluída no grupo de idosas com história de quedas, a voluntária deve ter sofrido pelo menos 2 episódios de quedas nos últimos 12 meses^{14,64}, e para o grupo de idosos assintomáticos era preciso apenas não ter história de quedas ou ter relato de apenas uma queda. Foram excluídos do grupo de idosos com história de quedas aqueles indivíduos com auto-relato de queda atribuída à doença aguda, síncope, hipotensão postural, desordens metabólicas e/ou efeito colateral de medicamentos. Decidimos por estudar idosos caidores recorrentes por considerar que uma queda pode simplesmente ser um evento aleatório, que não

necessariamente reflete uma instabilidade postural, enquanto 2 ou mais quedas podem ser um indicador mais confiável do déficit na função de equilíbrio^{65,66}. Além disso, o fato de considerarmos 2 quedas provavelmente amplia as diferenças entre os grupos⁶⁵.

2.3 Instrumentação e Medidas

2.3.1 Dados eletromiográficos

Para captar a atividade mioelétrica dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio cabeça medial (GAS) e sóleo (SOL) foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*®, Goleta, Califórnia), que possui impedância de entrada de 2 mega Ohms (MΩ) e capacidade de rejeição do modo comum de 110 decibéis (dB). Este aparelho é equipado com um amplificador do sinal eletromiográfico captado pelos eletrodos e conectado a um microcomputador. Esse sinal corresponde à soma dos potenciais de ação das unidades motoras recrutadas durante a contração muscular⁶⁷.

Três eletrodos de superfície ativos (TSD-150A) da *Biopac Systems*, pré-amplificados, configurados de forma bipolar, com dimensão de 2 cm entre as duas superfícies de detecção foram utilizados na captação do sinal eletromiográfico nos músculos descritos, com disposição paralela as fibras musculares. Os eletrodos foram colocados sobre a pele em pontos de maior volume muscular definidos por palpação do ventre muscular durante uma contração isométrica, conforme a descrição de Cram e colaboradores (1998)⁶⁷. Para avaliação do músculo TA, o eletrodo foi fixado paralelamente à tíbia no segundo quarto proximal da distância

entre o joelho e o maléolo lateral. A voluntária deverá realizar dorsiflexão contra resistência em decúbito dorsal. Para detectar o ventre medial do GAS, a voluntária deverá elevar-se na ponta dos pés a partir da posição ortostática e manter-se nesta posição. O eletrodo será posicionado na face pósteromedial da perna, aproximadamente quatro centímetros abaixo da fossa poplíteica. No músculo SOL, o eletrodo será aderido na face lateral inferior da perna, abaixo do ventre do gastrocnêmio, após a realização de uma flexão plantar na posição assentada com os joelhos e quadris fletidos a 90°. Um eletrodo passivo de Ag/AgCl em forma de disco foi usado como referência ou terra. Esse eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade tibial anterior ipsilateral, para minimizar a presença de artefatos nos registros eletromiográficos⁶⁷. Como padronização, o membro avaliado foi o dominante, que foi definido perguntando ao voluntário com qual membro ele chutaria uma bola⁶⁸.

Em seguida os eletrodos foram conectados ao amplificador de sinal eletromiográfico e a partir daí a um conversor analógico-digital (A/D). O equipamento de EMG foi colocado em um carrinho móvel para que seus fios não fossem tracionados ou desconectados. Este sistema foi controlado por um dos examinadores que ficou posicionado lateral e posteriormente ao indivíduo, percorrendo o trajeto, sem contato corporal e garantindo maior segurança ao mesmo em caso de tropeços ou desequilíbrios. Os dados foram coletados através do software *AcqKnowledge (Biopac Systems®)*, Goleta, Califórnia em uma frequência de coleta de 1000 Hz⁶⁹, por um período mínimo de 10 segundos.

Dois *footswitches (Heel/Toe strike Transducer - Biopac Systems®)*, Goleta, Califórnia) foram usados para determinar o contato do tornozelo com o solo, retirada do tornozelo e do antepé do chão, determinando assim o evento de iniciação da

marcha. O *footswitch* é composto por um sensor analógico que ao ser pressionado, entra em saturação e envia um sinal em forma de pulso elétrico de aproximadamente 1 volt. Sem pressão, o sistema retorna ao repouso. Os sensores foram conectados ao eletromiógrafo e aderidos ao solado do calçado na região do calcanhar e metatarsos por fita dupla face e fita adesiva.

O sinal dos *footswitches* e eletrodos foram captados inicialmente com o participante na postura ortostática estática para aquisição de dados sobre a atividade muscular em repouso para confirmar o silêncio eletromiográfico, de forma visual pelo registro gráfico (sinal bruto), utilizando o tempo necessário para tal. A voluntária foi instruída a permanecer em ortostatismo e aguardar o comando “preparar”, que foi simultâneo ao início da captura do sinal eletromiográfico pelo sistema *Acknowledge*. Após a identificação do silêncio eletromiográfico, a idosa recebeu o comando “vai” e então iniciava a marcha com o membro dominante, percorrendo um trajeto de 3 metros para garantir a coleta da iniciação da marcha e também o primeiro ciclo completo da marcha.

Ao final da coleta os dados eram checados e as tentativas que apresentaram algum artefato ou sinal de qualidade questionável por interferência de ruídos, detectáveis pela análise visual do registro eletromiográfico, foram descartadas. Foram armazenados para análise 8 a 10 tentativas por indivíduo.

2.3.2 Dados temporais e espaciais da iniciação da marcha

O sistema *GAITRite*® (*MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA*) foi usado para captura e processamento dos parâmetros espaciais e temporais da marcha. O *GAITRite*® é um sistema portátil para análise de marcha composto por uma

passarela eletrônica de 4,8 metros de comprimento por 90 cm de largura e 0,6 cm de espessura. Possui 18.824 sensores embutidos no tapete e localizados a uma distância de 1,27 cm cada e um software próprio. A idosa deambulava sobre a passarela e o sistema captava o contato do pé em uma frequência estabelecida de 120 Hz.

O *GAITRite*® apresenta excelente confiabilidade teste-reteste para captação de dados da marcha, com coeficiente de correlação intraclasse (ICC) variando entre 0,82 e 0,92⁷⁰⁻⁷². No presente estudo foi realizado um teste piloto de confiabilidade do sistema *GAITRite* na captação de dados espaço-temporais da iniciação da marcha. Dados de 10 idosas foram coletados com intervalo de duas semanas entre os testes. Os resultados da confiabilidade mostraram que o ICC das medidas comprimento da base de suporte e comprimento do primeiro passo foram de 0,82 e 0,78, respectivamente. Para as medidas de velocidade normalizada do primeiro passo e tempo do primeiro passo, os valores do ICC variaram de 0,3 a 0,2, respectivamente, sendo considerado valores de ICC pobres. Foi então construído um intervalo de confiança de 95% das diferenças entre médias das medidas e foi observado que os intervalos incluíam zero, sugerindo que as medidas repetidas de velocidade normalizada (IC 95%= -1,72 a 0,58) e tempo do primeiro passo (IC 95% = -0,8 a 0,17) não são diferentes.

2.3.3 História de quedas

As informações sobre a ocorrência de quedas foram coletadas a partir das seguintes perguntas: “A senhora caiu nos últimos 12 meses?”, “Quantas vezes isso aconteceu nos últimos 12 meses?”^{14,64}. Por reconhecer o viés de memória e o risco

de sub-notificação de quedas, as voluntárias foram esclarecidas sobre o conceito de queda. Neste esclarecimento, foi salientado que a não ocorrência de lesões ou contato com o solo poderiam ser considerados episódios de queda. Além disso, as idosas foram direcionadas a caracterizar o evento de queda como acidental ou de causa conhecida como vestibulopatias, reações medicamentosas, doença cardíaca descompensada, dentre outras causas^{14,73}.

2.3.4 Auto-eficácia relacionada a quedas

A Escala de Eficácia em Quedas – Internacional (*Falls Efficacy Scale-International* - FES-I) se propõe a avaliar a preocupação da possibilidade de cair ao realizar 16 atividades diferentes. A auto-eficácia é definida como as habilidades percebidas pelo indivíduo ou autoconfiança em lidar com uma determinada situação^{74,75}. A auto-eficácia parece atuar com mediadora entre o medo de cair e a capacidade funcional apresentada por idosos, pois altos níveis de auto-eficácia em realizar as atividades do dia-a-dia sem preocupação em cair, foram associados com baixos níveis de medo de cair⁷⁵. Os participantes responderam às questões pensando como eles geralmente fazem a atividade. O instrumento tem quatro possibilidades de respostas que são: “sem preocupação”, “pouca preocupação”, “preocupação moderada” e “muita preocupação”, com respectivos escores de 1 a 4. O escore total pode variar de 16 a 64, com escores maiores correspondendo a pior condição, ou seja, muita preocupação em relação às quedas durante a realização das atividades e refletindo menor auto-eficácia para quedas. A FES-I foi recentemente submetida ao processo de tradução e adaptação cultural para o Brasil e apresentou boa confiabilidade intraexaminadores e interexaminadores (ICC de

0,836 e 0,912, respectivamente) e também associação significativa entre o escore total da FES-I, a história de quedas no último ano e os níveis de medo de cair⁷⁶.

2.3.5 Teste Dinâmico da Marcha

O Teste Dinâmico da Marcha - *Dynamic Gait Index* (DGI) foi usado para operacionalizar o perfil de habilidades para a marcha em condições comuns do cotidiano. O DGI se propõe a mensurar o déficit de equilíbrio dinâmico em idosos através de testes baseados em desempenho. Ele avalia a habilidade do indivíduo em modificar as respostas da marcha às demandas da tarefa. Foi adaptado para o Brasil e apresentou propriedades clinimétricas satisfatórias, obtendo correlação muito forte interobservadores ($r= 0,95$, $p< 0,001$) e intraobservadores ($r= 0,93$, $p< 0,001$)⁷⁷. Consiste de 8 tarefas de marcha: andar em superfície plana, alterar a velocidade da marcha, andar com movimentos verticais e horizontais da cabeça, girar e voltar, ultrapassar um obstáculo e subir/descer degrau. É um teste em escala que apresenta 8 itens e não possui sub-escala. A população alvo para a qual foi desenvolvido é a idosa. É também direcionada para avaliação de indivíduos com distúrbios vestibulares. Sua administração é fácil, a pontuação é baseada no desempenho e varia de 0 a 24, com altos escores indicando maior independência e adaptabilidade para marcha. O ponto de corte ≤ 19 tem sido associado ao maior risco de queda em idosos e vestibulopatas^{78,79}.

2.4 Procedimentos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais - ETIC 64/08 (Anexo 1). Todas as participantes foram esclarecidas sobre os objetivos e procedimentos envolvidos no estudo e aquelas que concordaram em participar voluntariamente assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 1), conforme as Resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

A coleta foi realizada no Laboratório de Análise de Movimento do Departamento de Fisioterapia da UFMG em um único encontro com duração média de 1 hora e meia. Antes da chegada da voluntária, todo o material foi preparado para agilizar a coleta de dados, incluindo limpeza dos cabeçotes e identificação dos eletrodos, colocação de fita de dupla face e a preparação do sistema GAITRite®. Ao chegar ao local, a voluntária era orientada sobre a pesquisa e o conteúdo do TCLE. Após a compreensão de todos os procedimentos, riscos e benefícios de sua participação e concordando em participar, assinou o referido termo e foram obtidas as informações sobre a ocorrência e frequência de quedas, medo de cair, auto-eficácia para quedas e também dados demográficos e clínicos que constam do formulário para avaliação fisioterapêutica (APÊNDICE 2). As participantes foram classificadas em relação à prática ou não de atividade física, utilizando-se os critérios atuais para idosos definidos pelo *American College of Sports Medicine*. Desta forma, foram consideradas sedentárias as idosas que não praticavam exercícios de intensidade moderada por no mínimo 30 minutos em 5 dias da semana

ou vigorosos por no mínimo 20 minutos em 3 dias da semana⁸⁰ e/ou que iniciaram tais atividades em um período inferior há 3 meses.

As participantes foram orientadas a fazer uso de lentes corretivas durante a coleta, caso tivessem o hábito de deambular com as lentes, e a usar um calçado confortável e de uso habitual. Para a análise eletromiográfica, os eletrodos foram colocados nos pontos já descritos para a realização da análise da IM, após limpeza da pele com algodão embebido em álcool absoluto friccionando o local por 10 segundos para diminuir a oleosidade cutânea. Em nenhum caso, foi necessário realizar tricotomia. Após instruções e esclarecimentos foi feita a familiarização com 2 tentativas e como critério de simulação, foi solicitado que a participante andasse em uma situação comparável ao caminhar na rua em sua forma natural e confortável. Ao comando verbal “preparar”, foi dado início à coleta no *AcqKnowledge* com a participante partindo da posição ortostática estacionária. Nenhuma restrição foi feita quanto ao posicionamento inicial dos pés. Após observar visualmente o silêncio eletromiográfico, o examinador oferecia novo comando verbal “vai” e então a voluntária iniciava a marcha⁸¹ e continuava a andar até o final do trajeto demarcado. Desta forma, o evento iniciação da marcha foi definido neste estudo como o período compreendido entre o comando “vai” e conseqüente desprendimento do antepé do solo até novo contato do mesmo pé no solo, englobando a análise do primeiro passo. Foi considerado o membro dominante para iniciar o movimento e não foi feita análise do membro mantido em apoio. Em alguns momentos foi necessário lembrar à participante que o membro dominante deveria ser utilizado para começar a andar. Apesar de impor este *constraint*, o dado só foi armazenado para análise quando era observado um padrão espontâneo. Foram coletadas 8-10 voltas por participante, considerando todo o trajeto sem interrupção após o primeiro passo.

Para a análise dos parâmetros espaciais e temporais da iniciação da marcha pelo *GAITRite*®, a participante era inicialmente posicionada em ortostatismo fora do tapete. O sistema era acionado para iniciar a coleta, e, nesse momento, a idosa se deslocava até uma região pré-determinada dentro da área ativa do tapete e permanecia em pé nesta região por um período aproximado de 5 segundos⁸². A partir daí, recebia o comando “vai”, iniciava a marcha com o membro inferior dominante e se deslocava até sair na outra extremidade do tapete. O tempo de permanência sob o tapete tinha a finalidade de garantir o reconhecimento e impressão dos dois pés por parte do *GAITRite*®, demarcando um novo ponto de partida a partir da condição de repouso. Foram coletadas 10 voltas por participantes e armazenadas para análise e processamento.

2.5 Redução dos dados

Os dados eletromiográficos foram captados pelo software *AcqKnowledge* (*Biopac Systems*®, Goleta, Califórnia) e transferidos para o programa *PlotEMG* desenvolvido em linguagem *Python* pela empresa *ForUsers Tecnologia Ltda*. Inicialmente o sinal foi retificado e cortado através de um filtro passa-baixa com frequência de 6 Hz gerando o envelope linear⁸³. Em seguida, o sinal foi normalizado em 101 pontos a partir da alteração no sinal do *footswitch* desprendimento do pé do membro inferior dominante até o próximo contato do mesmo pé, usando as informações do *footswitch* para delimitar as fases de apoio e oscilação. A amplitude do sinal eletromiográfico foi normalizada pelo maior pico nestes 101 pontos e o músculo foi considerado ativo quando a magnitude do sinal eletromiográfico ultrapassava dois desvios padrões da amplitude mínima da média do sinal por

indivíduo, sendo considerado sem atividade quando o sinal estava abaixo dos desvios padrões estabelecidos⁸⁴. Em situações onde o dado permaneceu sem ativação muscular, o músculo foi considerado ativo quando a magnitude do sinal eletromiográfico ultrapassava 20% da amplitude mínima da média do sinal por indivíduo⁸⁴. Após o processamento do sinal e definidos os momentos em que os músculos permaneciam ativos, os dados foram exportados e organizados em uma planilha do programa *Microsoft Office Excel 2003 (Microsoft Corporation)*, em seguida, exportados para o SPSS 15.0 para análise estatística. Os dados eletromiográficos analisados consideraram a média de 3 tentativas válidas

No presente estudo, a iniciação da marcha foi dividida em duas fases: fase de apoio e fase de oscilação. A fase de apoio da IM abrangia o tempo compreendido entre o comando “vai”, o que graficamente indicava um aumento de pressão no sinal do *footswitch* localizado no calcanhar, até a retirada do antepé do chão. A fase de oscilação compreendia o registro do *footswitch* da retirada do antepé do chão até o contato do mesmo pé no chão. Apenas dados do membro em oscilação foram captados para análise, correspondente ao membro dominante da idosa. O programa PlotEMG registrava automaticamente a alteração de pressão no *footswitch*, correspondente ao início da fase de apoio, o término da fase de apoio e também o início e término da fase de oscilação. Casos em que o software PlotEMG não conseguia reconhecer o aumento de pressão no *footswitch* para delimitar o início da fase de apoio, o usuário poderia interferir no processo e determinar mecanicamente por meio de valores que correspondiam ao tempo em segundos que a demarcação na retirada do antepé do solo deveria recuar para atingir o aumento de pressão do *footswitch*. Foi adotada essa estratégia, porque a sensibilidade do programa PlotEMG em detectar a retirada do antepé do chão era perfeita, facilitando

o recuo do sinal até o ponto de interesse. Nos casos em que nem mecanicamente o ponto da iniciação da marcha podia ser determinado, os dados então foram descartados. Por problemas no sinal do *footswitch* impedindo a detecção do início da marcha, foram descartados dados de 26 participantes.

Os registros eletromiográficos geraram as seguintes variáveis: Tempo do ciclo em segundos, % a fase de apoio e oscilação, latência (intervalo entre a ativação do *footswitch* e o início da atividade muscular em segundos) dos músculos TA, GAS e SOL, tempo total de ativação dos músculos TA, GAS e SOL em segundos.

Os dados espaciais e temporais foram processados no *GAITRite*®, utilizando o recurso do software para edição das impressões plantares sobre a área ativa⁸⁵. As idosas eram instruídas a caminhar até um determinado ponto do tapete e manter o apoio bipodal. As impressões anteriores ao registro do apoio bipodal foram descartadas sendo o apoio bipodal considerado o marco zero da análise. Desse ponto em diante, era dado o comando para iniciar a marcha. As variáveis de interesse consideradas na análise foram o comprimento do 1º passo, o tempo gasto para o 1º passo, a largura da base de suporte e a velocidade do 1º passo, operacionalizadas da seguinte forma⁸⁵:

- ✓ Base de suporte (cm): distância perpendicular do centro do calcanhar do pé não dominante à linha de progressão do pé dominante, sendo desconsiderados os valores negativos para cálculo das médias.
- ✓ Comprimento do 1º passo (cm): distância do centro do calcanhar do pé dominante na posição inicial bipodal ao centro do calcanhar da primeira impressão do mesmo pé no tapete.
- ✓ Tempo do 1º passo (segundos): tempo gasto para dar o primeiro passo.

- ✓ Velocidade normalizada do 1º passo (cm/s): distância percorrida no 1º passo dividida pelo tempo gasto para esta atividade. Foi normalizada pelo comprimento médio dos membros inferiores.

Os dados de cada tentativa tiveram que ser transferidos individualmente para a planilha do programa *Microsoft Excel 2003*, pois a depender da posição de parada escolhida pela voluntária no início da captura, o sistema identificava o passo como negativo e também calculava a velocidade considerando o tempo em que a idosa permanecia parada sobre o tapete aguardando o comando para iniciar a marcha, o que alterava o cálculo dos valores destas variáveis. Foram consideradas 6 tentativas válidas para cálculo das médias e comparação entre os grupos com e sem história de quedas. Não houve perda de dados de nenhuma participante.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram inicialmente avaliados quanto à normalidade por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Nos casos de distribuição normal, os dados antropométricos foram avaliados por meio do teste *t* independente. Nos casos em que a normalidade foi violada, foi aplicado o teste de Mann-Whitney com correção de Bonferroni.

Os dados espaço-temporais e eletromiográficos que obedeceram aos pressupostos de normalidade, independência, homocedasticidade e ausência de observações atípicas, foram comparados entre grupos utilizando a Análise Multivariada de Variância (MANOVA) seguidos de Análise Discriminante. Para os dados com distribuição não-paramétrica foi usado o teste de Mann-Whitney e feita a

correção de Bonferroni. A análise de todos os dados foi realizada com o pacote estatístico SPSS versão 15.0 (*SPSS Inc. Chicago, Illinois*) com nível de significância de 5%.

Os dados com distribuição não-paramétrica foram: idade, escore da FES-I, escore do DGI, classificação do medo de quedas, número de quedas, latência do GAS, tempo total de ativação do TA, GAS e SOL. Os demais dados apresentaram distribuição normal.

3. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGEa). **Estudos e pesquisas: Informação demográfica e socioeconômica- Projeção da população do Brasil por sexo e idade 1980-2050**. 2008, n.24.
2. WONG, L. L. R.; CARVALHO, J. A. O rápido processo de envelhecimento populacional do Brasil: sérios desafios para as políticas públicas. **Revista Brasileira de Estudos de População** 2006; 26(1): 5-26.
3. CHAIMOWICZ, F. A saúde dos idosos brasileiros às vésperas do século XXI: problemas, projeções e alternativas. **Rev Saúde Pública** 1997; 31(2): 184-200.
4. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGEb). **Estudos e pesquisas: Informação demográfica e socioeconômica – Síntese de indicadores sociais: uma análise das condições de vida da população brasileira**. 2008, n.23.
5. CARVALHO, JAM; RODRIGUEZ-WONG, LL. A transição da estrutura etária da população brasileira na primeira metade do século XXI. **Cadernos de Saúde Pública** 2008; 24(3): 597-605.
6. CARVALHO, JAM; GARCIA, RA. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. **Cadernos de Saúde Pública** 2003; 19(3):725-733.
7. GARRIDO, R; MENEZES, PR. O Brasil está envelhecendo: boas e más notícias por uma perspectiva epidemiológica. **Rev Bras Psiquiatr** 2002; 24(supl. I): 3-6.
8. LEPARGNEUR, H. Os desafios do envelhecimento. **O Mundo da Saúde** 1995; 23(4): 230-244.
9. ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE-OMS. **Envelhecimento Ativo: Uma Política de Saúde**. Brasília, 2005.
10. LIMA-COSTA, MF; VERAS, R. Saúde pública e envelhecimento. **Cadernos de Saúde Pública** 2003; 19(3): 700-701.

11. SIQUEIRA, RL; BOTELHO, MIV; COELHO, FMG. A velhice: algumas considerações teóricas e conceituais. **Ciências & Saúde Coletiva** 2002; 7(4): 899-906.
12. COLLEDGE, N. Falls. **Reviews in Clinical Gerontology** 2002; 2: 221-232.
13. TALBOT, LA; MUSIOL, RJ; WITHAM, EK; METTER, EJ. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. **BMC Public Health** 2005; 5: 86-94.
14. MASUD, T & MORRIS, RO. Epidemiology of falls. **Age and Ageing** 2001; 30(S4): 3-7.
15. FABRÍCIO, SCC; RODRIGUES, RAP; COSTA JUNIOR, ML. Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Rev Saúde Pública** 2004; 38(1): 93-99.
16. LAMB, SE; JORSTAD-STEIN, E; HAUER, K; BECKER, C. Development of a common outcome data set for fall injury prevention trials: the Prevention of Falls Network Europe consensus. **Journal of the American Geriatrics Society** 2005; 53(9): 1618-1622.
17. TINETTI, ME; SPEECHLEY, M; GINTER, SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **New England Journal of Medicine** 1988; 319(26): 1701-1707.
18. DUXBURY, AS. Gait disorders and fall risk: detection and prevention. **Compr Ther** 2000; 26(4): 238-245.
19. AGS - American Geriatrics Society - British geriatrics society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. **Journal of the American Geriatrics Society** 2001; 49:664-672.
20. TROMP, AM; PLUIJM, SMF; SMIT, JH; DEEG, DJH; BOUTER, LM; LIPS, P. Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. **Journal of Clinical Epidemiology** 2001; 54(8): 837-844.
21. GAWRYSZEWSKI, VP; JORGE, MHPM; KOIZUMI, MS. Mortes e internações por causas externas entre os idosos no Brasil: o desafio de integrar a saúde coletiva

e atenção individual. **Revista da Associação Médica Brasileira** 2004; 50(1): 97-103.

22. SIQUEIRA, FV; FACCHINI, LA; PICCINI, RX; TOMASI, E; THUMÉ, E; SILVEIRA, DS; VIEIRA, V; HALLAL, PC. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. **Rev Saúde Pública** 2007; 41(5): 749-756.

23. PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saúde Pública** 2002; 36(6): 709-716.

24. STALENHOEF, PA; DIEDERIKS, JPM; WITTE, LP; SCHIRICKE, KH; CREBOLDER, HFJM. Impact of gait problems and falls on functioning in independent living persons of 55 years and over: a community survey. **Patient Educ Couns** 1999; 36(1): 23-31.

25. MAKI, BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **Journal of the American Geriatrics Society** 1997; 45(3): 313-20.

26. O'LOUGHLIN, JL; ROBITAILLE, Y; BOIVIN, JF; SUISSA, S. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. **American Journal of Epidemiology** 1993;137(3): 342-354.

27. WOO, J; HO, SC; CHAN, SG; YUEN, YK. Age-associated gait changes in the elderly: pathological or physiological? **Neuroepidemiology** 1995;14(2): 65-71.

28. LAWLOR, DA; PATEL, R; EBRAHIM, S. Association between falls in elderly women and chronic diseases and drug use: cross sectional study. **British Medical Journal** 2003; 327: 712-717.

29. CHAIMOWICZ, F; XAVIER, TJ; FERREIRA, M; MIGUEL, DFA. Use of psychoactive drugs and related falls among older people living in a community in Brazil. **Rev Saúde Pública** 2000; 34(6): 631-635.

30. CONNELL, BR; WOLF, SL. Environmental and behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals. **Arch Phys Med Rehabil** 1997; 7: 1387-1398.

31. HAUSDORFF, JM; EDELBERG, HK; CUDKOWICZ, ME; SINGH, MA; WEI, JY. The relationship between gait changes and falls. **Journal of the American Geriatrics Society** 1997; 45(11): 1406.

32. TIEDEMANN, AC; Murray, SM; Munro, B; Lord, SR. Hospital and non-hospital costs for fall-related injury in community-dwelling older people. **N S W Public Health Bull** 2008; 1:161-165.
33. SCHEFFER, AC; SHUURMANS, MJ; VAN DIJK, N; VAN DER HOOF, T; ROOIJ, SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. **Age and Ageing** 2008; 37(1):19-24.
34. LEGTERS, K. Fear of falling. **Physical Therapy** 2002; 82(3): 264-272.
35. MYERS, AM; POWELL, LE; MAKI, BE; HOLLIDAY, PJ; BRAWLEY, LR; SHERK, W. Psychological indicators of balance confidence: relationship to actual and perceived abilities. **The Journals of Gerontology - Biological Sciences and Medical Sciences** 1996; 51(1): M37-M43.
36. VELLAS, BJ; WAYNE, SJ; ROMERO, LJ; BAUMGARTNER, RN; GARRY, PJ. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. **Age and Ageing** 1997; 26(3): 189-193.
37. DELBAERE, K; CROMBEZ, G; VANDERSTRAETEN, G; WILLEMS, T; CAMBIER, D. Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study. **Age and Ageing** 2004; 33(4): 368-373.
38. DESHPANDE, N; METTER, J; LAURETANI, F; BANDINELLI, S; GURALNIK, J; FERRUCCI, L. Activity restriction induced by fear of falling and objective and subjective measures of physical function: a prospective cohort study. **Journal of the American Geriatrics Society** 2008; 56(4): 615-620.
39. MURPHY, SL; WILLIAMS,C; GILL, TM. Characteristics associated with fear of falling and activity restriction in community-living older persons. **Journal of the American Geriatrics Society** 2002; 50(3): 516-520.
40. ZIJLSTRA, GA; VAN HAASTREGT, JCM; van EIJK, JTM; van ROSSUM, N; STALENHOF, PA; KEMPEN, GIJM. Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. **Age and Ageing** 2007; 36(3): 304-309.
41. HORAK, FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing** 2006; 35-S2: 7-11.

42. HOF, AL; GAZENDAM, MGJ; SINKE, WE. The condition for dynamic stability. **J Biomech** 2005; 38: 1-8.
43. KREBS, DE; GOLDVASSER D, LOCKERT JD. Is base of support greater in unsteady gait? **Physical Therapy** 2002; 82(2): 138-147.
44. SHUMMAY-COOK. COOK, AS; WOOLLACOTT, MH. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas**. 2ª ed. Barueri, SP: Manole, p.153-178, 2003.
45. MICKELBOROUGH, J; LINDEN, V; TALLIS, RC; ENNOS, AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. **Gait and Posture** 2004; 19: 50-57.
46. HENRIKSSON, M, HIRSCHFELD, H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. **Gait and Posture** 2001; 21(3): 289-96.
47. MANN, RA; HAGEY, JL; WHITE, V; LIDDELL, D. The initiation of gait. **J Bone Joint Surg** 1979; 61A: 232-239.
48. CRENNNA, P; FRIGO, C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. **Journal of Physiology** 1991; 437:635-653.
49. BERG, WP; ALESSIO, HM; MILLS, EM; TONG, C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing** 199; 26: 261-268.
50. HAUSDORFF, JM; RIOS, DA; EDELBERG, HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. **Arch Phys Med Rehabil** 2001; 82(8): 1050-1056.
51. POLCYN, AE; LIPS, LA; KERRIGAN, DC; COLLINS, JJ. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. **Arch Phys Med Rehabil** 1998; 79:1582-9.
52. BRUNT, D; LAFFERTY, MJ; MCKEON, A; GOODE, B; MULHAUSEN, C; POLK, P. Invariant characteristics of gait initiation. **Am J Phys Med Rehabil** 1991; 70(4): 206-212.
53. DIBBLE, IE; NICHOLSON, DE; SHULTZ, B; MACWILLIAMS, BA; MARCUS, RL; MONCUR, C. Maximal speed gait initiation of healthy elderly individuals and

persons with Parkinson disease. **Journal of Neurological Physical Therapy** 2004; 28(1): 2-11.

54. VRIELING, AH ; Van KEEKEN, HG; SCHOPPEN, T; OTTEN, E; HALBERTSMA, JPK; HOF, AL; POSTEMA, K. Gait initiation in lower limb amputees. **Gait and Posture** 2008; 27(3): 423-430.

55. REMELIUS, JG; HAMILL, J; KENT-BRAUN, J; VAN EMMERIK, REA. Gait initiation in multiple sclerosis. **Motor Control** 2008; 12:93-108.

56. STACKHOUSE, C; SHEWOKIS, PA; PIERCE, SR; SMITH,B; MCCARTHY,J; TUCKER,C. Gait initiation in children with cerebral palsy. **Gait and Posture** 2007; 26:301-308.

57. HALLIDAY, SE; WINTER, DA; FRANK, JS; PATLA, AE; PRINCE, F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. **Gait and Posture** 1998; 8: 8-14.

58. GRABINER, P.C., BISWAS, S.T., GRABINER, M.D. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. **Arch Phys Med Rehabil** 2001; 82: 31-35.

59. MBOUROU, AG, LAJOIE Y., TEASDALE N. Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. **Gerontology** 2003; 49:21-6.

60. CHANG, H; KREBS, DE. Dynamic Balance Control in Elders: Gait Initiation Assessment as a Screening Tool. **Arch Phys Med Rehabil** 1999; 80:490-494.

61. RUBEINSTEIN, LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing** 2006; 35(S2): ii37-ii41.

62. PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. Power and Sample Size. In: PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research - Applications to Practice**. New Jersey, 2008. p. 830-855.

63. BRUCKI, S; NITRINI, R; CARAMELLI, P; BERTOLUCCI, PHF; OKAMOTO, IH. Sugestões para o uso do mini exame do estado mental no Brasil. **Arq Neuropsiquiar** 2003; 61(3B): 777-781.

64. SPEECHLEY, M & TINETTI, M. Falls and injuries in frail and vigorous community elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society** 1991; 39: 46-52.
65. MELZER, I; BENJUYA, N; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing** 2004; 33: 602–607.
66. BATH, PA & MORGAN, K. Differential risk factor profiles for indoor and outdoor falls in older people living at home in Nottingham, UK. **Eur J Epidemiol** 1999;15: 65-7.
67. CRAM, JR; KASMAN, GS. **Introduction to Surface Electromyography**. 1st Jones & Bartlett Publishers, 1998. 5 p.
68. THELEN, DG; MURIUKI, M; JAMES,J; SCHULTZ, AB;ASHTON-MILLER, JA; ALEXANDER, NB. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **J Electromyograph Kinesiol** 2000; 10:93-101.
69. IVES, JC & WIGGLESWORTH, JK. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. **Clinical Biomechanics** 2003; 18:543-52.
70. MENZ, HB; LATT, MD; TIEDEMANN, A; KWAN, MMS; LORD, SR. Reliability of the GAITrite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait and Posture** 2004; 20: 20-25.
71. BILNEY, B; MORRIS, M; WEBSTER, K. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. **Gait and Posture** 2003; 17: 68-74.
72. ROGERS, MW; KUKULTA, CG; BRUNT, D; CAIN, TD; HANKE, TA. The influence of stimulus cue on the initiation of stepping in young and older adults. **Arch Phys Med Rehabil** 2001; 82: 619-24.
73. CUMMINGS SR, NEVITT MC, KIDD S. Forgetting falls. The limited accuracy of recall of falls in the elderly. **Journal of the American Geriatrics Society** 1988; 36(7):613-6.
74. TINETTI, ME; RICHMAN, D; POWELL, L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. **Journal of Gerontology** 1990; 45(6): 239-243.

75. LI, F; MCAULEY, E; FISHER, KJ; HARMER, P; CHAUMETON, N; WILSON, NL. Self-efficacy as a mediator between fear of falling and functional ability in the elderly. **Journal of Ageing and Health** 2002; 14(4): 452-466.
76. CAMARGOS, FFO, DIAS, RC, DIAS, JMD. **Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da falls efficacy scale-international: um instrumento para avaliar medo de cair em idosos.** (Dissertação de mestrado). UFMG, 2007.
77. De CASTRO, SM; PERRACINI, MR; GANANÇA, FF. Versão brasileira do Dynamic Gait Index. **Rev Bras Otorrinolaringol** 2006; 72(6): 817-25.
78. WHITNEY, SL; HUDAK, MT; MARCHETTI, GF. The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction. **Journal of Vestibular Research** 2000; 10(2): 99-105.
79. LARK, SD & PASUPULETI, S. Validity of a functional dynamic walking test for the elderly. **Arch Phys Med Rehabil** 2009; 90:470-4.
80. NELSON, ME; REJESKI, WJ; BLAIR, SN; DUNCAN, PW; JUDGE, JO; KING, AC; MACERA, CA; CASTANEDA-SCEPPA, C. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and The American Heart Association. **Med Sci Sports Exerc** 2007; 39(8): 1435-1445.
81. HASS, CJ; WADDELL, DE; FLEMING, RP; JUNCOS, JL; GREGOR, RJ. Gait initiation and dynamic balance control in Parkinson's disease. **Arch Phys Med Rehabil** 2005; 86: 2172-6.
82. TIROSH, O & SPARROW, WA. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. **Gait and Posture** 2005; 21: 279-288.
83. WINTER, DA; PATLA, AE, FRANK, JS; WALT, SE. Biomechanical walking pattern changes in fit and healthy elderly. **Physical Therapy** 1990; 70: 340-347.
84. CHANG, W N, LIPTON, JS, TSIRIKOS, AI, MILLER, F. Kinesiographical surface electromyography in normal children: Range of normal activity and pattern analysis. **J Electromyogr Kinesiol** 2007; 17: 437-445.
85. CIR Systems Inc. **The GAITRite Electronic Walkway: Measurements & Definitions.** 2006.

4 ARTIGO CIENTÍFICO

Título: Ativação muscular e parâmetros espaço-temporais da iniciação da marcha em idosas com e sem história de quedas recorrentes

Autores: Lopes, A.J.¹; Kirkwood, R.N.²

¹Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

² Professora Adjunta do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

Instituição: Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-901, Belo Horizonte, Minas Gerais

Autor para correspondência:

Kirkwood, R. N.

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Departamento de Fisioterapia

Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-901, Belo Horizonte, Minas Gerais

Telefone: (0XX31) 3409-4783

E-mail: renata.kirkwood@gmail.com

Título para as páginas do artigo: Iniciação da marcha em idosas com e sem história de quedas recorrentes

RESUMO

A iniciação da marcha (IM) - fase de transição entre o ortostatismo e a seqüência de passos - requer reação às forças desestabilizadoras e manutenção do equilíbrio dinâmico. Idosos caidores provavelmente não estão aptos a ativar estratégias musculares e posturais eficientes para controlar a estabilidade na IM e assim se protegerem contra as quedas. Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar os parâmetros espaço-temporais e o padrão de ativação dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (GAS) e tibial anterior (TA) durante a iniciação da marcha entre grupos de idosas com e sem história de quedas recorrentes. Foram avaliadas 85 idosas residentes na comunidade, com idade ≥ 60 anos. As voluntárias foram divididas em dois grupos, caidor recorrente e não caidor recorrente, considerando a história de duas ou mais quedas nos últimos 12 meses. No grupo caidor recorrente, cinco das 52 idosas relataram história de uma queda nos últimos 12 meses. Os parâmetros espaço-temporais da IM foram obtidos na velocidade auto-selecionada utilizando um tapete eletrônico com sensores embutidos, denominado sistema GAITRite®. Para análise da ativação temporal dos músculos SOL, GAS e TA foi utilizado eletromiógrafo BIOPAC®. O grupo caidor foi composto por 33 idosas ($73,8 \pm 5,4$ anos) e o grupo não caidor por 52 idosas ($70,9 \pm 5,6$ anos). O grupo caidor era significativamente mais velho ($p=0,008$) e apresentou em média mais quedas ($4,1 \pm 8,3 \times 0,2 \pm 0,4$) que o grupo não caidor. Foi realizada uma análise multivariada (MANOVA) com as variáveis dependentes base de suporte, tempo, velocidade (normalizada pelo comprimento dos membros inferiores) e comprimento do 1º passo, levando em consideração a variável independente grupo (ser ou não caidor). O critério de Wilks lambda foi significativo $\Lambda= 0,88$, $\chi^2 (1, N=82)= 15,352$, $p < 0,00$,

indicando que as variáveis dependentes foram significativamente afetadas pelo variável independente grupo.

Uma análise discriminante foi conduzida simultaneamente para determinar qual variável dependente poderia discriminar a condição grupo (ser ou não caidor). Os resultados mostraram que a velocidade normalizada e a base de suporte do 1º passo durante a IM poderiam discriminar a condição grupo com 60,7% dos casos classificados corretamente. Entre os preditores houve uma forte correlação da variável velocidade normalizada com a função discriminante quando comparada com a variável base de suporte do 1º passo ($r= 0,88$ e $0,62$, respectivamente). Em relação os dados temporais de ativação, latência e tempo total de ativação dos músculos SOL, GAS e TA, os resultados não apresentaram diferença significativa entre grupos durante a IM. A conclusão do estudo foi que idosas caidoras iniciam a base de uma forma mais lenta e com uma base de suporte mais ampla, sendo esses achados observados em um nível de significância de 5%. As idosas com histórico de quedas recorrentes diminuem a velocidade durante a IM provavelmente como tentativa para aumentar a estabilidade ao iniciar a marcha. Além disso, a menor base de suporte apresentada por elas pode ser interpretada como um controle deficitário da postura e do equilíbrio.

Palavras-chave: iniciação da marcha, quedas recorrentes, idosos, parâmetros espaço-temporais, ativação muscular.

INTRODUÇÃO

A queda pode ser definida como um evento não-intencional que resulta em uma mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação à sua posição inicial¹⁻³. É considerada uma das principais causas de morbidade, mortalidade, declínio funcional, hospitalização e institucionalização em idosos^{1,3}. Causa não apenas prejuízos físico, psicológico e social, mas também, aumento dos custos com a assistência em saúde representando um relevante problema de saúde pública¹. A prevalência de quedas na população idosa brasileira é similar aos padrões internacionais⁴ com taxas em torno de 33% e recorrência de 14%⁵. As quedas apresentam etiologia multifatorial, resultante da complexa interação entre fatores intrínsecos, incluindo alterações da marcha e equilíbrio e também os fatores extrínsecos^{4,6}.

Muitas das quedas nos idosos ocorrem enquanto andam ou durante movimentos de transição postural, como no início e término da marcha ou nas mudanças de direções⁷. A iniciação da marcha (IM) é definida como a fase de transição da posição de pé estática para o andar^{8,9}, corresponde a um período da marcha onde os diferentes segmentos corporais devem reagir às forças desestabilizadoras decorrentes da aceleração do corpo, enquanto mantém o equilíbrio dinâmico pelo controle do deslocamento do centro de massa corporal (CM) além da base de suporte^{8,9}. Algumas quedas relacionadas a fatores intrínsecos são decorrentes da falha do controle postural em manter o CM nos limites de estabilidade ou de desenvolver reações eficientes para reestabelecer o equilíbrio¹⁰.

A IM segue um padrão motor que envolve a inibição dos músculos sóleo (SOL) e gastrocnêmio (GAS) seguida de ativação do músculo tibial anterior (TA),

tanto no membro oscilante como no membro apoio⁷. Antes de qualquer deslocamento do CM durante o início da marcha, o centro de pressão (CP) move para trás e na direção do membro que irá oscilar^{7,11}. Esse deslocamento posterior do CP aumenta o componente anterior da força de reação de solo gerando um momentum anterior⁷. Desta forma, o deslocamento posterior e medial do CP gera forças propulsivas necessárias para que o CM se desloque anteriormente e o indivíduo dê seu passo⁷.

Alterações na IM em indivíduos idosos hígidos já foram descritas na literatura^{7-9,11,12}. Existem evidências que idosos apresentam um atraso na inibição dos músculos GAS e SOL⁷⁻⁹ e menor atividade antecipatória do TA⁸. Isso sugere uma estratégia de segurança usada para reduzir a aceleração do deslocamento posterior do CP e, conseqüentemente, diminuir as forças propulsivas desestabilizadoras^{7,9}. Conseqüentemente, os idosos deslocam o tronco mais à frente, levando a diminuição do comprimento do passo^{8,13}, podendo interferir no desempenho da marcha e na mobilidade funcional dos idosos¹⁴.

Entretanto, estudos da IM em idosos com e sem história de quedas são escassos e pesquisas sobre a atividade muscular na IM de idosos com história de quedas ainda não foram desenvolvidas. Portanto, o objetivo deste estudo foi determinar a influência dos marcadores temporais e espaciais e do padrão temporal de ativação dos músculos TA, GAS e SOL durante a iniciação da marcha em idosos com e sem história de quedas. Clinicamente, os resultados do nosso estudo podem esclarecer os mecanismos de ativação muscular e espaço-temporais relacionadas à ocorrência de quedas. Uma vez identificadas essas alterações, intervenções preventivas e terapêuticas poderão ser planejadas e implementadas para evitar e reabilitar idosos que vivem na comunidade.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi conduzido um estudo transversal realizado no Laboratório de Análise de Movimento da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. A amostra foi selecionada por conveniência com recrutamento na comunidade. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais - ETIC 64/08. Todas as participantes que concordaram em participar voluntariamente assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conforme as Resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

Foram avaliadas 85 mulheres idosas com idade ≥ 60 anos. As voluntárias foram divididas em dois grupos, caidor recorrente ($n=33$) e não caidor recorrente ($n=52$), considerando a história de duas ou mais quedas nos últimos 12 meses^{1,2}. Na composição do grupo não caidor recorrente, cinco das 52 idosas participantes relataram ter sofrido uma queda nos últimos 12 meses. Os critérios de inclusão foram: residir na comunidade, ser capaz de andar de forma ininterrupta por um trajeto de 10 metros de comprimento sem assistência humana ou uso de dispositivo de auxílio à locomoção. Os critérios de exclusão foram: alterações cognitivas detectáveis pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM) considerando os pontos de corte brasileiros relacionados ao grau de escolaridade; apresentar seqüelas motoras de doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas, lesões cutâneas em MMII que impeçam a colocação ou fixação dos eletrodos, queixa de dor intensa em MMII ou coluna, desvios posturais acentuados na coluna vertebral ou deformidades evidentes nos pés, distúrbios vestibulares sintomáticos (tontura, zumbido ou instabilidade postural), ter histórico de fratura ou cirurgia ortopédica em MMII nos últimos 2 anos,

ter deficiência visual grave não corrigida por lentes ou ter história de trauma recente nos MMII. Também foram excluídas idosas com auto-relato de queda atribuída à doença aguda, síncope, hipotensão postural, desordens metabólicas e/ou efeito colateral de medicamentos.

As informações sobre a ocorrência de quedas foram coletadas juntamente com os dados demográficos e clínicos a partir das seguintes perguntas: “A senhora caiu nos últimos 12 meses?”, “Quantas vezes isso aconteceu nos últimos 12 meses?”^{1,6} seguindo as recomendações da literatura ao definir o evento, salientando a ocorrência ou não de contato com o solo, ocorrência ou não de lesões e valorizando escorregões e tropeços^{1,2,6}. A preocupação com quedas foi avaliada por meio da Escala de Auto-eficácia relacionada a Quedas – Internacional (*Falls Efficacy Scale-International* - FES-I), que propõe avaliar a preocupação de cair ao realizar 16 atividades¹⁵. O instrumento tem quatro possibilidades de respostas que são: “sem preocupação”, “pouca preocupação”, “preocupação moderada” e “muita preocupação”, com respectivos escores de 1 a 4. O escore total pode variar de 16 a 64, com escores maiores correspondendo a maior preocupação em relação ‘a quedas durante a realização das atividades. A versão brasileira do instrumento apresentou boa confiabilidade intra e interexaminadores (ICC de 0,836 e 0,912, respectivamente) e associação com a história de quedas e medo de cair¹⁵.

O Teste Dinâmico da Marcha - *Dynamic Gait Index* (DGI) foi usado para operacionalizar o perfil de habilidades para a marcha em condições comuns do cotidiano. Foi adaptado para o Brasil e apresentou propriedades clinimétricas satisfatórias intra e interobservadores ($r= 0,93$ e $0,95$, respectivamente, $p < 0,001$)¹⁶. Consiste de 8 tarefas de marcha: andar em superfície plana, alterar a velocidade da marcha, andar com movimentos verticais e horizontais da cabeça, girar e voltar,

ultrapassar um obstáculo e subir/descer degrau. Sua administração é fácil, a pontuação é baseada no desempenho e varia de 0 a 24, com altos escores indicando maior independência e adaptabilidade para marcha. O ponto de corte ≥ 19 tem sido associado ao maior risco de queda em idosos e vestibulopatas¹⁷.

As participantes foram orientadas a andar na velocidade auto-selecionada, com calçado confortável e de uso habitual. Foi feita a familiarização com 2 tentativas. Devido à incompatibilidade de sincronização entre os softwares *AcqKnowledge* e *GAITRite*®, dois footswitches (*Heel/Toe strike Transducer - Biopac Systems*®, *Goleta, Califórnia*) foram usados para determinar o contato do pé com o solo, retirada do retopé e do antepé do chão, determinando assim o evento de IM para a EMG.

Para captar a atividade elétrica dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio - cabeça medial (GAS) e sóleo (SOL) foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*®, *Goleta, Califórnia*), que possui impedância de entrada de 2 mega Ohms ($M\Omega$) e capacidade de rejeição do modo comum de 110 decibéis (dB). Foram utilizados três eletrodos de superfície ativos (TSD-150A) da *Biopac Systems*, pré-amplificados, configurados de forma bipolar, com distância de 2 cm entre as duas superfícies de detecção. Um eletrodo passivo de Ag/AgCl foi usado como referência ou terra, posicionado na tuberosidade tibial ipsilateral. Os eletrodos ativos foram colocados sobre a pele, paralelos às fibras musculares, em pontos de maior volume muscular durante uma contração isométrica. Foram coletadas 8 a 10 voltas por participante.

Os dados foram coletados através do software *AcqKnowledge* (*Biopac Systems*®, *Goleta, Califórnia*) em uma frequência de coleta de 1000 Hz, por um período mínimo de 10 segundos. Ao comando verbal “preparar”, foi dado início à coleta no *AcqKnowledge* com a participante partindo da posição ortostática

estacionária. Nenhuma restrição foi feita quanto ao posicionamento inicial dos pés. Após a identificação do silêncio eletromiográfico, de forma visual pelo registro gráfico (sinal bruto), a idosa recebeu o comando “vai” e então iniciava a marcha com o membro dominante, e continuava a andar até o final do trajeto demarcado, percorrendo um trajeto de 3 metros para garantir a coleta da IM e também os ciclos completos da marcha. Desta forma, o evento IM foi definido neste estudo como o período compreendido entre o comando verbal “vai” e, conseqüente desprendimento do antepé do solo, até novo contato do mesmo pé no solo, englobando a análise do primeiro passo. Foram desconsideradas tentativas que apresentaram algum artefato ou sinal de qualidade questionável por interferência de ruídos, detectáveis pela análise visual do registro eletromiográfico.

Os dados foram transferidos para o programa PlotEMG (*ForUsers Tecnologia Ltda*) que é um programa desenvolvido em plataforma Linux com linguagem em Python. Inicialmente o sinal foi cortado por um filtro de passa-banda com limites de 20 a 500 Hz seguido de um filtro passa-baixa com frequência de 6 Hz gerando o envelope linear. Em seguida, o sinal foi normalizado em 101 pontos, usando as informações do *footswitch* para delimitar as fases de apoio e oscilação. O músculo foi considerado ativo quando a amplitude do sinal eletromiográfico ultrapassava dois desvios padrões da amplitude mínima da média do sinal por indivíduo, ou ultrapassava 20% da amplitude mínima da média do sinal por indivíduo¹⁸. Após o processamento do sinal, os dados foram exportados para uma planilha *Excel* e em seguida, exportados para o SPSS 15.0 para análise estatística.

Os dados eletromiográficos analisados consideraram a média de 3 tentativas válidas. O programa PlotEMG registrava automaticamente a alteração de pressão no *footswitch*, correspondente ao início da fase de apoio, o término da fase de apoio e

também o início e término da fase de oscilação. Casos em que o software PlotEMG não conseguia reconhecer o aumento de pressão no *footswitch* para delimitar o início da fase de apoio, o usuário poderia interferir no processo e determinar mecanicamente por meio de valores que correspondiam o tempo em segundos que a demarcação na retirada do antepé do solo deveria recuar para atingir o aumento de pressão do *footswitch*. Foi adotada essa estratégia, porque a sensibilidade do programa PlotEMG em detectar a retirada do antepé do chão era perfeita, facilitando o recuo do sinal até o ponto de interesse. Casos em que nem mecanicamente o ponto da iniciação da marcha não podia ser determinado, o dado era descartado. Por problemas no sinal do *footswitch* impedindo a detecção do início da marcha, foram descartados dados de 26 participantes.

Os registros foram analisados quanto à temporalidade da ativação dos músculos TA, GAS e SOL: tempo de ativação (segundos) e período total de ativação muscular (%) durante a IM e suas fases de apoio e oscilação, latência (intervalo entre a retirada do pé e o início da atividade muscular em segundos e %), e também duração total e das fases de apoio (englobando a fase preparatória) e de oscilação.

Para captura e processamento dos parâmetros espaciais e temporais da IM foi usado o sistema *GAITRite*® (*MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA*). O *GAITRite*® é um sistema portátil para análise de marcha composto por uma passarela eletrônica de 5,6 metros de comprimento por 90 cm de largura e 0,6 cm de espessura. Possui 18.432 sensores embutidos no tapete e localizados a uma distância de 1,27 cm cada e um software próprio. A frequência estabelecida para coleta foi de 120 Hz. O *GAITRite*® é um sistema amplamente utilizado, cuja validade e confiabilidade já foram descritas¹⁹. As variáveis avaliadas foram: base de suporte, tempo, comprimento e velocidade do 1º passo. A participante era inicialmente posicionada

em ortostatismo fora do tapete. O sistema era acionado e a idosa se deslocava até uma região pré-determinada dentro da área ativa do tapete, onde permanecia em pé por um período aproximado de 5 segundos para garantir o reconhecimento e impressão dos dois pés. A partir daí, recebia o comando “vai”, iniciava a marcha com o membro inferior dominante e se deslocava até sair na outra extremidade do tapete.

Foi utilizado o recurso do software do sistema *GAITRite*® para edição das impressões plantares sobre a área ativa. As impressões anteriores ao registro do apoio bipodal foram descartadas, assim como as impressões após a demarcação do 1º passo. As variáveis de interesse consideradas na análise foram o comprimento do 1º passo, o tempo gasto para o 1º passo, a largura da base de suporte e a velocidade do 1º passo, operacionalizadas da seguinte forma:

- ✓ Base de suporte (cm): distância perpendicular do centro do calcanhar do pé não dominante à linha de progressão do pé dominante, sendo desconsiderados os valores negativos para cálculo das médias.
- ✓ Comprimento do 1º passo (cm): distância do centro do calcanhar do pé dominante na posição inicial bipodal ao centro do calcanhar da primeira impressão do mesmo pé no tapete.
- ✓ Tempo do 1º passo (segundos): tempo gasto para dar o primeiro passo.
- ✓ Velocidade do 1º passo (cm/s): distância percorrida no 1º passo dividida pelo tempo gasto para esta atividade. Foi normalizada pelo comprimento médio dos membros inferiores.

Os dados de cada tentativa tiveram que ser transferidos individualmente para a planilha do programa *Microsoft Excel 2003*, pois a depender da posição de parada escolhida pela voluntária no início da captura, o sistema identificava o passo como negativo e também calculava a velocidade considerando o tempo em que a idosa

permanecia parada sobre o tapete aguardando o comando para iniciar a marcha, o que alterava o cálculo dos valores destas variáveis. Foram consideradas 6 tentativas válidas para cálculo das médias. Não houve perda de dados de nenhuma participante.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram inicialmente avaliados quanto à normalidade por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Nos casos de distribuição normal, os dados antropométricos foram avaliados por meio do teste *t* independente.

Os dados espaço-temporais e eletromiográficos que obedeceram aos pressupostos de normalidade, independência, homocedasticidade e ausência de observações atípicas, foram comparados entre grupos utilizando a Análise Multivariada de Variância (MANOVA) seguidos de Análise Discriminante. Para os dados com distribuição não-paramétrica foi usado o teste de Mann-Whitney e feita a correção de Bonferroni. A análise de todos os dados foi realizada com o pacote estatístico SPSS versão 15.0 (*SPSS Inc. Chicago, Illinois*) com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Participaram deste estudo 85 idosas comunitárias, sendo 52 do grupo não caidor e 33 do grupo de idosas com história de quedas. No grupo caidor, o escore no MEEM foi 26,19 (3,01). Considerando o grau de escolaridade, nenhuma idosa apresentou escore abaixo do ponto de corte proposto na literatura. Vinte e sete por cento das idosas relataram ter 3 ou mais doenças crônicas e 27% em uso de 4 ou

mais medicamentos (polifarmácia), 40% das idosas praticavam atividade física regularmente e quase 70% referiu algum nível de medo de cair. No grupo não caidor, o escore no MEEM foi 25,97 (3,24), 21% relataram ter 3 ou mais doenças crônicas e a polifarmácia foi evidenciada em 19% das participantes, 46% das idosas praticavam atividade física regularmente, 46% referiram ter medo de cair.

Os dados antropométricos dos grupos no início do estudo estão demonstrados na Tabela 1. O grupo caidor era significativamente mais velho, com pior escore na FES-I, maior número de quedas e maior número de indivíduos com medo de quedas que o grupo não caidor ($P < 0,005$).

Tabela 1 – Características dos grupos de idosas caidoras recorrentes (n= 33) e não caidoras recorrentes (n= 52) para a coleta com o Sistema GAITRite.

Variáveis	Grupo caidor (n = 33)	Grupo não caidor (n = 52)	P-valor
	Média (DP)	Média (DP)	
Idade (anos)	73,8 (5,4)	70,9 (5,6)	0,008^b
Mdn	71,0	75,0	
Estatura (m)	1,6 (0,1)	1,6 (0,1)	0,226 ^a
IMC	26,1 (3,4)	26,3 (4,5)	0,828 ^a
FES-I	25,2 (6,3)	21,6 (5,0)	0,009^b
Mdn	20,5	24,0	
DGI	20,6 (3,6)	22,3 (2,1)	0,013^b
Mdn	22	23	
Medo quedas	0,7 (0,5)	0,5 (0,5)	0,000^b
%	66,7%	46,2%	
Mdn	1,0	0,0	
*N quedas (12 meses) Mdn	4,1 (8,3)	0,2 (0,4)	0,000^b
	3,0	0,0	

*dados de 3 idosas não caidores e 1 caidora não foram registrados para essa variável.

^a usado teste t independente significativo $p < 0,025$;

^b teste de Mann Whitney significativo $p < 0,01$. Mdn = mediana, N = número, DP = desvio-padrão, m= metros

O teste de MANOVA foi conduzido com as variáveis dependentes tempo do 1º passo, velocidade normalizada e base de suporte do 1º passo levando em consideração a variável independente grupo, ser ou não caidor recorrente. De acordo com critério de Wilks, as variáveis dependentes foram significativamente afetadas pelo variável grupo (Wilks λ , $F [2, 82] = 4,253$, $p < 0,004$, $partial \eta^2 = 0,177$). A Tabela 2 descreve os valores médios e desvios padrão das medidas temporais e espaciais na IM.

Tabela 2 – Comparação das variáveis espaciais e temporais da iniciação da marcha entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras recorrentes.

Variáveis	Grupo Caidoras (n = 32)	Grupo não caidoras (n = 52)
	Média (DP)	Média (DP)
^a Tempo do 1º passo (s)	4,2 (0,7)	3,7 (0,8)
^a Comprimento do 1º passo (cm)	55,4 (6,7)	57,0 (7,1)
^a Base de suporte (cm)	12,4 (2,8)	13,6 (2,6)
^a Velocidade do 1º passo (cm/s)*	0,19 (0,17)	0,20 (0,07)

^a MANOVA Wilk's Lambda significativo $p < 0,05$.

N = número, DP = desvio-padrão, cm= centímetros, s= segundos

* valores ajustados à média do comprimento dos MMII

Em seguida foi conduzida uma Análise Discriminante para determinar quais das variáveis dependentes melhor discriminariam os grupos, ser ou não caidor recorrente. O critério de Wilk's lambda foi significativo $\Lambda = ,88$, $\chi^2(1, N = 82) = 15,352$, $p < ,000$, rejeitando a hipótese nula que o valor da função discriminante é a mesma para os dois grupos (ser ou não caidor). Os

resultados mostraram que as variáveis velocidade normalizada e base de suporte do 1º passo na IM permaneceram no modelo, indicando que essas variáveis melhor discriminam os dois grupos. O resultado da classificação demonstrou que 60,7% das observações foram classificadas corretamente pela função discriminante encontrada. A Tabela 3 mostra os coeficientes estandardizados e a correlação das variáveis preditoras na função discriminante. Observa-se que a velocidade normalizada tem uma correlação mais forte com a função discriminante assim como os coeficientes estandardizados, que a variável base de suporte. O grupo caidor recorrente apresentou velocidade normalizada do 1º passo menor ($0,19 \pm 0,20$ cm/s) em relação ao grupo não caidor ($0,20 \pm 0,07$ cm/s) e uma base de suporte também menor ($12,4 \pm 2,7$ cm) na IM em relação ao grupo não caidor ($13,6 \pm 2,6$ cm).

Tabela 3: Tabela dos coeficientes estandardizados e da correlação das variáveis preditoras na função discriminante.

Variáveis Preditoras	Coeficiente correlação	Coeficiente estandardizado
Velocidade normalizada m/s	0,79	0,88*
Base de suporte (cm)	0,48	0,62

*Maior correlação com a função discriminante.

Os grupos caidor e não caidor recorrentes foram também avaliados quanto à ativação muscular na IM. Entretanto, dados de 8 indivíduos do grupo caidor e 18 do grupo não caidor foram perdidos por problemas de captação do *footswitch*, impossibilitando uma demarcação adequada do evento início da marcha. Portanto,

os dados eletromiográficos foram analisados separadamente dos dados espaço-temporais da marcha obtidos pelo sistema GAITRite®. O grupo caidor para a coleta eletromiográfica foi composto de 25 idosas caidoras e o grupo não caidor de 34 idosas.

No grupo caidor recorrente, o escore no MEEM foi 25,96 (3,38), 32% relataram ter 3 ou mais doenças crônicas e a polifarmácia foi evidenciada em 52% das participantes. No grupo não caidor, o escore no MEEM foi 26,5(2,82), 15% das idosas relataram ter 3 ou mais doenças crônicas e 48,5% em uso de 3 ou mais medicamentos.

Os dados antropométricos dos grupos para a coleta eletromiográfica estão demonstrados na Tabela 4. O grupo caidor recorrente era significativamente mais velho e apresentou maior número de quedas nos últimos 12 meses que o grupo não caidor recorrente ($p<0,005$). Em relação às variáveis eletromiográficas investigadas, latência, tempo total de ativação no ciclo da IM dos músculos TA, GAS e SOL, e também no tempo do ciclo e das fases de apoio e oscilação, não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras recorrentes. A Tabela 5 mostra os valores dos dados eletromiográficos e temporais da IM encontrados.

Tabela 4 – Características dos grupos de idosas caídas e não caídas recorrentes para a coleta dos dados eletromiográficos.

Variáveis	Grupo caidor (n = 25)	Grupo não caidor (n =34)	P-valor
	Média (DP)	Média (DP)	
Idade (anos)	73,8 (6,0)	70,1 (4,9)	0,014^a
Estatura (m)	1,6 (6,2)	1,6 (7,1)	0,476 ^a
IMC	26,2 (4,1)	26,5 (4,5)	0,800 ^a
FES-I Mdn	25,3 (6,5) 21,0	21,7 (4,7) 24,0	0,044^b
DGI Mdn	21,0 (3,5) 22,0	22,6 (1,8) 23,0	0,052 ^b
Medo quedas % Mdn	0,6 (0,5) 64,0% 1,0	0,4 (0,5) 41,2% 0,0	0,106 ^b
N quedas (12 meses) Mdn	3,0 (1,6) 3,0	0,2 (0,4) 0,0	0,000^b

^a teste t independente significativo $p < 0,016$;

^b Mann Whitney significativo $p < 0,0125$.

Mdn = mediana; N = número, DP = desvio-padrão, m= metros

IMC: Índice de Massa Corporal = peso/ (altura)²

FES-I: Escala Internacional de Eficácia em Quedas;

DGI: Teste Dinâmico da Marcha.

Tabela 5 - Comparação das variáveis eletromiográficas da IM entre os grupos de idosas caídas e não caídas recorrentes.

Variáveis	Grupo Caídas (n = 25)	Grupo Não caídas (n = 34)	P-valor
	Média (DP)	Média (DP)	
Tempo ciclo IM (s)	0,96 (0,23)	0,98 (0,15)	0,342 ^a
Mdn	0,90	0,97	
% Apoio IM	52,9 (13,1)	52,7 (6,3)	0,375 ^a
Mdn	51,0	53,5	
% Oscilação IM	47,1 (13,1)	47,3(6,3)	0,375 ^a
Mdn	49,0	46,5	
LAT TA (s)	0,12 (0,16)	0,09 (0,13)	0,543 ^a
Mdn	0,08	0,04	
LAT GAS (s)	0,21 (0,15)	0,21 (0,12)	0,969 ^b
LAT SOL (s)	0,13 (0,11)	0,14 (0,16)	0,869 ^a
Mdn	0,13	0,10	
TT-TA (s)	0,36 (0,12)	0,41 (0,10)	0,137 ^b
T-apoio (s)	0,20	0,25	
T-oscilação (s)	0,16	0,16	
*TT-GAS (s)	0,31 (0,11)	0,30 (0,10)	0,826 ^b
T-apoio (s)	0,21	0,20	
T-oscilação (s)	0,10	0,10	
TT-SOL (s)	0,34 (0,10)	0,36 (0,10)	0,547 ^b
T-apoio (s)	0,26	0,24	
T-oscilação (s)	0,08	0,12	

^a Mann-Whitney significativo $p < 0,01$;

^b ANOVA significativo $p < 0,05$;

N = número, DP = desvio-padrão, s= segundos

LAT-TA: latência do músculo tibial anterior;

LAT-GAS: latência do músculo gastrocnêmio; * feita transformação logaritmo;

LAT-SOL: latência do músculo sóleo;

TT-TA: tempo total de ativação do músculo tibial anterior na IM;

TT-TA: tempo total de ativação do músculo gastrocnêmio na IM;

TT-SOL: tempo total de ativação do músculo sóleo na IM;

T-apoio: tempo total de apoio na IM;

T-oscilação: tempo total de oscilação na IM.

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar os parâmetros espaço-temporais e a atividade eletromiográfica dos músculos TA, GAS e SOL durante a IM, entre dois grupos de idosas divididos pela ocorrência ou não de quedas recorrentes. O grupo caidor recorrente apresentou em média 4,1 quedas por idosa e também apresentava características de idoso caidor, tais como, ser o grupo de mais idade², com maior número de idosos com medo de cair^{20,21}, com maior proporção de indivíduos em condição de polifarmácia²² e maior número de comorbidades²³. Quanto ao escore do MEEM, todas as participantes apresentaram escore acima do ponto de corte sugerido para população brasileira, sendo esse teste aplicado para evitar que o baixo escore fosse um fator confundidor na interpretação dos resultados²⁴.

Os resultados do nosso estudo mostraram que o grupo de idosas caidoras apresentou menor velocidade e menor largura da base de suporte no primeiro passo da IM. Em média, as idosas caidoras gastaram 0,5 segundo a mais para completar o primeiro passo (0,19 m/s X 0,20 m/s) e apresentaram a base de suporte em média 1,2 cm menor que o grupo não caidor (12,4 X 13,6 cm), sendo tais diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Na IM é importante um equilíbrio entre a geração de momentum anterior e a estabilidade postural para deslocar o corpo à frente, o que requer um programa motor específico caracterizado pelo deslocamento do CP para trás e na direção do membro que irá oscilar, antes que ocorra qualquer deslocamento do centro de massa (CM). Esse deslocamento posterior seguido de medial do CP seria suficiente

para gerar forças propulsivas necessárias para que o CM se desloque anteriormente e o indivíduo dê o primeiro passo^{7,25}.

Brenière e Do (1991) ressaltam que a geração do momentum anterior durante a fase preparatória da IM pode determinar o tamanho do 1º passo, juntamente com a habilidade de transferir e suportar o peso corporal no membro em apoio²⁶. A diminuição da velocidade da IM, como observada no presente estudo, provavelmente se relaciona com menor deslocamento posterior do CP e conseqüentemente menor aceleração anterior do CM⁷. Polcyn e colaboradores (1998) comparando a geração de momentum na IM entre um grupo de jovens (25 anos, variando de 18 a 29 anos) e um grupo de idosos (72 anos, variando de 64-80 anos) em 3 velocidades (alta, baixa e auto-selecionada), verificaram que à medida que a velocidade aumenta, maior momentum anterior é também gerado e que a geração deste momentum estava fortemente relacionada com o deslocamento posterior do CP em jovens e idosos. Embora o deslocamento posterior no grupo de idosos tenha sido significativamente menor em relação ao grupo jovem, o momentum máximo gerado não diferiu entre grupos. De acordo com os autores, esse resultado indica que idosos utilizam de outros mecanismos, além do deslocamento do CP, para a geração do momentum e início da IM, como a projeção do corpo à frente, favorecendo que o tronco seja movido além dos limites da BS⁷. É possível que no presente estudo, o grupo de idosos caidores não esteja apto a projetar o tronco anteriormente, ou talvez seja incapaz de transferir o peso do corpo em tempo hábil, resultando na diminuição da velocidade do primeiro passo.

A menor velocidade do primeiro passo pode também ser uma estratégia empregada pelos idosos caidores para aumentar a estabilidade^{7,8,11}. Achados similares já foram descritos em outras populações que tipicamente apresentaram

menor controle postural na IM, tais como indivíduos com esclerose múltipla¹², paralisia cerebral²⁷ e Doença de Parkinson¹¹. As conseqüências de uma menor velocidade para dar o primeiro passo e iniciar a marcha podem interferir de forma significativa no desempenho do ciclo da marcha e, conseqüentemente, na mobilidade funcional dos idosos¹³. De acordo com Jian e colaboradores (1993), 90% da velocidade da marcha é alcançada durante o 1º passo e 100% até o segundo passo. Somado a isso, a diminuição da velocidade da marcha leva a perdas significativas na amplitude articular em todo o ciclo levando a alterações cinéticas, além de estar relacionada a quadros de fragilidade e incapacidade funcional²⁸.

A menor habilidade demonstrada pelo grupo de idosos caidores no resultado no DGI ($20,6 \pm 3,6$; Mdn=22 no grupo caidor recorrente e $22,3 \pm 2,1$; Mdn=23 grupo não caidor, $p=0,013$) reflete a dificuldade de ajuste às demandas do ambiente, o que se torna relevante pelo risco de recorrência de quedas e ao considerar que o controle postural e as quedas são contexto-dependentes¹⁰. Adotar um padrão de IM mais conservador, reduzindo a velocidade do movimento, pode corresponder a uma tentativa de se manter estável e compensar um provável déficit de equilíbrio^{11,29}. Além disso, a maior preocupação com quedas por parte do grupo caidor, observada pelo menor escore da FES-I ($25,2 \pm 6,3$; Mdn=20,5 no grupo caidor e $21,6 \pm 5,0$; Mdn=24 grupo não caidor, $p= 0,009$) predispõe à restrição de atividades podendo interferir diretamente na habilidade funcional³⁰. Reduzir a velocidade passa a ser então uma estratégia cautelosa para iniciar a marcha, que é uma tarefa de alta demanda postural e potencialmente desestabilizadora^{7,31}.

A base de suporte, definida no presente estudo como a distância perpendicular do centro do calcanhar de um pé à linha de progressão traçada a partir dos centros do calcanhar de duas impressões plantares ipsilaterais, tem um

papel fundamental no controle do deslocamento do centro de pressão (CP) e centro de massa (CM) resultando na manutenção do equilíbrio durante a IM^{10, 19}. Ampliar os limites de estabilidade alargando a base de suporte teoricamente é uma estratégia funcional compensatória ao déficit de equilíbrio, possibilitando maior espaço para que o deslocamento do CM ocorra sem ultrapassar os limites de estabilidade³². Por outro lado, uma BS menor tem sido interpretada como um controle deficitário da postura e equilíbrio em alguns idosos³³. Gehlsen & Whaley (1990) num estudo comparativo conduzido com 25 indivíduos idosos com relato de quedas e 30 idosos sem história de quedas, observaram durante a marcha uma maior BS no grupo de idosos caidores³⁴. Somado a isso, Ko e colaboradores (2007) verificaram que a largura da BS classificou corretamente 70% dos 139 indivíduos idosos com relato de quedas para os lados, sendo que as quedas laterais se correlacionaram a uma base de suporte diminuída³⁵. Similarmente, Melzer e colaboradores (2004), utilizando a estabilografia em ortostatismo sobre plataformas de força, observaram que o grupo de idosos caidores recorrentes apresentou maior oscilação principalmente médio-lateral (ML) em base estreita em relação aos não caidores³⁶. No presente estudo, a direção das quedas sofridas não foi observada, entretanto é possível que o nosso grupo caidor incluía idosos com esse perfil, o que justificaria as diferenças entre grupos encontradas na IM. Somado a isso, a metodologia utilizada no presente estudo foi adaptada às limitações do sistema de medidas dificultando a comparação entre estudos.

O resultado da análise discriminante mostrou que a função discriminante classificou corretamente 60,7% dos indivíduos, sendo que a variável velocidade do primeiro passo teve maior poder de discriminação entre grupos. Além de ter sido o melhor parâmetro que caracteriza a IM de idosos caidores, a velocidade é um

marcador de fácil mensuração e um indicador de desempenho funcional^{28,31,37}, podendo ser um desfecho útil na prática clínica e em futuras pesquisas para documentar efeitos de intervenções³⁸.

No presente estudo não foram evidenciadas alterações no padrão temporal de ativação dos músculos TA, GAS e SOL nas condições experimentais realizadas. Nenhum estudo analisando dados eletromiográficos na IM de idosos com e sem história de quedas foi identificado na literatura, impossibilitando contrastar nossos resultados. A literatura apresenta evidências que idosos apresentem um atraso na inibição dos músculos GAS e SOL⁷⁻⁹ e menor atividade antecipatória do TA na IM, quando comparados com adultos jovens⁸.

As diferenças temporais e espaciais encontradas no presente estudo não alteraram o padrão motor apresentado por idosos. Sendo assim, é possível que apenas a condição de ser ou não caidor recorrente não diferencie os dois grupos em relação à temporalidade da ativação muscular. Laughton e colaboradores (2003) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, sóleo, vasto lateral e bíceps femoral entre adultos jovens, idosos caidores e idosos não caidores na plataforma de força em ortostatismo. Os autores verificaram que idosos apresentam maior tempo de atividade muscular nos músculos avaliados quando comparados com adultos, porém, nenhuma diferença foi identificada entre caidores e não caidores³¹. Embora o estudo não tenha sido conduzido durante a IM, é possível que o histórico de quedas não seja o melhor marcador para observarmos alterações eletromiográficas na IM. Além disso, existem evidências de um controle central do padrão de recrutamento muscular, denominado de padrão invariante²⁵. Dessa forma, o padrão motor usado na IM seria pré-programado em nível central, justificando a deteriorização com o envelhecimento⁷ ou doenças

nerológicas^{11,12,27,39}. Provavelmente este padrão não é influenciado pelo fato do idoso ter ou não história de quedas recorrentes, o que pode contribuir para explicar a ausência de diferenças eletromiográficas entre os grupos caidor e não caidor.

A experiência de quedas recorrentes do grupo caidor (em média 4,1 por participante) também pode ter favorecido o desenvolvimento de estratégias motoras compensatórias mais complexas envolvendo diversos subcomponentes do controle postural¹⁰. Os dois grupos também podem estar apresentando temporalidade similar na ativação dos músculos TA, GAS e SOL por utilizarem estratégias motoras mais proximais. Maki e colaboradores (2008) ressaltam que o idoso caidores tendem a usar a estratégia do quadril com maior frequência diante de situações ameaçadoras³⁹. Entretanto, grupos musculares proximais não foram avaliados.

Alguns fatores metodológicos podem ter interferido nos resultados eletromiográficos, tais como: o tipo de calçado⁴⁰⁻⁴², a pré-determinação do membro a iniciar a marcha, a não padronização da posição inicial dos pés⁴³, a inviabilidade de análise da atividade postural antecipatória¹⁰ e a falha na identificação do evento a partir do sinal dos *footswitches* que levou a perda de dados e reduziu o poder estatístico do estudo (< 30%). Entretanto, ressaltamos os pontos positivos em considerar variações antropométricas e clínicas, influência do estado cognitivo e do medo de cair e por utilizar sistemas mais acessíveis e práticos para pesquisa.

Este foi o primeiro estudo a analisar o padrão de ativação muscular durante a iniciação da marcha entre um grupo de idosas com e sem história de quedas, e também a considerar parâmetros espaço-temporais a partir do sistema GAITrite® como desfecho na IM. Sugerimos que estudos futuros sobre IM utilizem critérios de fragilidade ao compor a amostra e analisem variabilidade dos dados, deslocamento do CP e CM, a influência da força muscular e do medo de cair, por serem fatores

indispensáveis para melhor compreensão do desempenho funcional e risco de quedas em idosos. Além disso, esses estudos poderão considerar o sequenciamento da ativação muscular ao invés do período no qual o músculo permaneceu ativo, analisando apenas os padrões motores mais freqüentes^{7,9}. Uma melhor compreensão das alterações durante a IM possibilitará elaboração de estratégias preventivas e terapêuticas eficazes para a população idosa, possibilitando controle das quedas e envelhecimento com independência funcional e qualidade de vida e também menores custos ao sistema público de saúde^{1-3,7}.

Concluindo, os marcadores base de suporte e principalmente a velocidade normalizada do primeiro passo melhor discriminaram idosos com e sem história de quedas. É possível que uma base estreita e, principalmente, maior lentidão em realizar o primeiro passo interfira na estabilidade e capacidade de reação às perturbações e, desta forma, no equilíbrio, segurança e predisposição às quedas durante a marcha. Clinicamente, nossos achados reforçam a importância do desenvolvimento de estratégias focadas no ganho de velocidade e estabilidade da IM, na melhora do controle postural, da habilidade de realizar ajustes durante a marcha e também da auto-eficácia para quedas. Tais ações devem ser aliadas a uma avaliação multidimensional do idoso, considerando a interação do indivíduo-ambiente-contexto¹⁰ com intervenção personalizada de acordo com fatores intrínsecos e extrínsecos relacionados a quedas para promover uma abordagem gerontológica eficiente.

REFERÊNCIAS

1. MASUD,T & MORRIS, RO. Epidemiology of falls. **Age and Ageing** 2001; 30 (S4): 3-7.
2. RUBEINSTEIN, LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing** 2006; 35(S2): ii37-ii41.
3. TIEDEMANN, AC; MURRAY, SM; MUNRO, B; LORD, SR. Hospital and non-hospital costs for fall-related injury in community-dwelling older people. **N S W Public Health Bull** 2008; 1:161-165.
4. TALBOT, LA; MUSIOL, RJ; WITHAM, EK; METTER, EJ. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. **BMC Public Health** 2005; 5: 86-94.
5. PERRACINI, MR; RAMOS, LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saúde Pública** 2002; 36(6): 709-716.
6. COLLEDGE, N. Falls. **Reviews in Clinical Gerontology** 2002; 2: 221-232.
7. POLCYN, AE; LIPS, LA; KERRIGAN, DC; COLLINS, JJ. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. **Arch Phys Med Rehabil** 1998; 79:1582-9.
8. HENRIKSSON, M; HIRSCHFELD, H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. **Gait and Posture** 2001; 21(3): 289-96.
9. MICKELBOROUGH, J; LINDEN, V; TALLIS, RC; ENNOS, AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. **Gait and Posture** 2004; 19: 50-57.
- 10.HORAK, FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing** 2006; 35-S2: 7-11.
- 11.DIBBLE, IE; NICHOLSON, DE; SHULTZ, B; MACWILLIAMS, BA; MARCUS, RL; MONCUR, C. Maximal speed gait initiation of healthy elderly individuals and persons with Parkinson disease. **Journal of Neurological Physical Therapy** 2004; 28(1): 2-11.
- 12.REMELIUS, JG; HAMILL, J; KENT-BRAUN, J; VAN EMMERIK, REA. Gait initiation of Multiple Sclerosis. **Motor Control** 2008; 12: 93-108.

- 13.MBOUROU, AG; LAJOIE, Y; TEASDALE, N. Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. **Gerontology** 2003;. 49: 21-6.
- 14.JIAN, Y; WINTER, DA; ISHAC, MC; GILCHRIST, L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. **Gait and Posture** 1993; 1: 9-22.
- 15.CAMARGOS, FFO; DIAS, RC; DIAS, JMD. **Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale-International: um instrumento para avaliar medo de cair em idosos.** (Dissertação de mestrado). UFMG, 2007.
- 16.De CASTRO, SM; PERRACINI, MR; GANANÇA, FF. Versão brasileira do Dynamic Gait Index. **Rev Bras Otorrinolaringol** 2006; 72(6): 817-25.
- 17.WHITNEY, SL; HUDAK, MT; MARCHETTI, GF. The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction. **Journal of Vestibular Research** 2000; 10(2): 99-105.
- 18.CHANG, W N, LIPTON, JS, TSIRIKOS, AI, MILLER, F. Kinesiological surface electromyography in normal children: Range of normal activity and pattern analysis. **J Electromyogr Kinesiol** 2007;17: 437-445.
- 19.MENZ, HB; LATT, MD; TIEDEMANN, A; KWAN, MMS; LORD, SR. Realiability of the GAITrite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait and Posture** 2004; 20: 20-25.
- 20.LEGTERS, K. Fear of falling. **Physical Therapy** 2002; 82(3): 264-272.
- 21.SCHEFFER, AC; SHUURMANS, MJ; VAN DIJK, N; VAN DER HOOFF, T; ROOIJ, SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. **Age and Ageing** 2008; 37(1): 19-24.
- 22.CHAIMOWICZ, F; XAVIER, TJ; FERREIRA, M; MIGUEL, DFA. Use of psychoactive drugs and related falls among older people living in a community in Brazil. **Rev Saúde Pública** 2000; 34(6): 631-635.
- 23.LAWLOR, DA; PATEL, R; EBRAHIM, S. Association between falls in elderly women and chronic diseases and drug use: cross sectional study. **British Medical Journal** 2003; 327: 712-717.
- 24.VERGHESE, J; HUSLANSKY, G; HOLTZER, R. Walking while talking: effect of task prioritization in the elderly. **Arch Phys Med Rehabil** 2007; 88(1): 50-3.

25. BRUNT, D; LAFFERTY, MJ; MCKEON, A; GOODE, B; MULHAUSEN, C; POLK, P. Invariant characteristics of gait initiation. **Am J Phys Med Rehabil** 1991; 70(4): 206-212.
26. BRENIÈRE, Y & DO, MC. Control of gait initiation. **J Mot Behav** 1991; 23: 235-40.
27. STACKHOUSE, C; SHEWOKIS, PA; PIERCE, SR; SMITH, B; MCCARTHY, J; TUCKER, C. Gait initiation in children with cerebral palsy. **Gait and Posture** 2007; 26: 301-308.
28. FRIED, LP; FERRUCCI, L; DARER, J; WILLIAMSON, JD; ANDERSON, G. Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences** 2004; 59(3): M255-M263.
29. HASS, CJ; WADDELL, DE; WOLF, SL; JUNCOS, JL; GREGOR, RJ. Gait initiation in older adults with postural instability. **Clinical Biomechanics** 2008; 23: 743-753.
30. FREIRE, MTF. **Características associadas à restrição de atividades por medo de cair em idosos comunitários**. UFMG, 2009.
31. LAGHTON, CA; SLAVIN, M; KATDARE, K; NOLAN, L; BEAN, JF; KERRIGAN, DC; PHILLIPS, E; LIPSTIZ, LA; COLLINS, JJ. Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture** 2003; 18: 101-108.
32. KREBS, DE; GOLDVASSER, D; LOCKERT, JD. Is base of support greater in unsteady gait? **Physical Therapy** 2002; 82(2): 138-147.
33. PARÓCZAI, R; BEJEK, Z; ILLYÉS, A; KOCSIS, L; KISS, RM. Gait parameters of healthy, elderly people. **Physical Education and Sport** 2006; 4(1): 49-58.
34. GEHLSSEN, GM; WHALEY, MH. Falls in the elderly, part I: gait. **Arch Phys Med Rehabil** 1990; 71: 735-738.
35. KO, SU; GUNTER, KB; COSTELLO, M; AUM, H; MACDONALD, S; WHITE, KN; SNOW, CM; HAYES, WC. Stride width discriminates gait of side-fallers compared to other-directed fallers during overground walking. **J Aging Health** 2007; 19: 200-212.
36. MELZER, I; BENJUYA, N; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing** 2004; 33: 602-607.

37. ABREU, SSE & CALDAS, CP. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev Bras Fisioter** 2008; 12(4): 24-30.
38. HASS, CJ; GREGOR, RJ; WADDELL, DE; OLIVER, A; SMITH, DW. FLEMING, RP; WOLF, SL. The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults. **Arch Phys Med Rehabil** 2004; 85: 1593-8.
39. MAKI, BE; CHENG, KCC; MANSFIELD, A; SCOVIL, CY; PERRY, SD; PETERS, AL; MCKAY, S; LEE, T; MARQUIS, A; CORBEIL, P; FERNIE, GR; LIU, B; McLLROY, WE. Preventing falls in older adults: new interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. **J Electromyography and Kinesiology** 2008; 18: 243-254.
40. MENANT, JC; STEELE, JR; MENZ, HB; MUNRO, BJ; LORD, SR. Effects of footwear features on balance and stepping in older people. **Gerontology** 2008; 54:18-23.
41. MENANT, JC; STEELE, JR; MENZ, HB; MUNRO, BJ; LORD, SR. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. **Gait and Posture** 2009; 29: 392-397.
42. MURLEY, GS; MENZ, HB; BIRD, AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. **Gait and Posture** 2009; 29: 172-187.
43. COUILLANDRE, A & BRENIÈRE, Y. How does the heel-off posture modify gait initiation parameter programming? **J Motor Behavior** 2003; 35(3): 221-227.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo comparar os parâmetros espaço-temporais e a atividade eletromiográfica dos músculos TA, GAS e SOL, durante a IM de idosas com e sem história de quedas que residem na comunidade e permitiu as seguintes considerações:

- ❖ A largura da base de suporte e, principalmente, a velocidade normalizada do primeiro passo foram as variáveis que melhor discriminaram ter ou não história de quedas. A análise discriminante classificou corretamente 60,7% dos indivíduos, sendo que a variável velocidade do primeiro passo teve maior poder de discriminação entre grupos.
- ❖ A diminuição da velocidade da IM no grupo caidor pode estar relacionada com menor deslocamento posterior do CP e conseqüentemente menor aceleração anterior do CM; estratégia de segurança para aumentar a estabilidade dinâmica ao iniciar a marcha;
- ❖ Ampliar os limites de estabilidade alargando a base de suporte teoricamente é uma estratégia funcional compensatória ao déficit de equilíbrio. No presente estudo, o grupo caidor não foi capaz de compensar satisfatoriamente e apresentou uma base mais estreita ao iniciar a marcha. A menor base de suporte pode ser interpretada como um controle deficitário da postura e equilíbrio apresentado por idosos do grupo caidor.

- ❖ Não foram encontradas diferenças eletromiográficas na temporalidade da ativação muscular do TA, GAS e SOL na IM entre os grupos com e sem história de quedas recorrentes.
- ❖ Idosas caídas apresentaram pior desempenho nos testes DGI e FES-I, refletindo menor habilidade de manter o equilíbrio durante a marcha em diferentes tarefas funcionais, e também maior preocupação com quedas (menor auto-eficácia para quedas).
- ❖ Clinicamente nossos achados reforçam a importância do desenvolvimento de estratégias focadas no ganho de velocidade e estabilidade da IM, direcionadas para melhorar o controle postural, a habilidade de realizar ajustes durante a marcha e a auto-eficácia para quedas.
- ❖ Estudos futuros sobre IM devem utilizar critérios de fragilidade ao compor a amostra, analisar a variabilidade dos dados, o deslocamento do CP e CM, a influência da força muscular e do medo de cair e, considerar o sequenciamento da ativação muscular ao invés do período no qual o músculo permaneceu ativo. Tais fatores são indispensáveis para melhor compreensão do desempenho funcional, do risco de quedas em idosos e para o planejamento de intervenções terapêuticas eficientes.

ANEXO 1

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

Parecer nº. ETIC 64/08

**Interessado(a): Profa. Renata Noce Kirkwood
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 2 de abril de 2008, o projeto de pesquisa intitulado "**Análise da ativação muscular e parâmetros espaciais e temporais da iniciação da marcha em idosas com e sem história de quedas**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


**Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG**

ANEXO 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: ANÁLISE DA ATIVAÇÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPACIAIS E TEMPORAIS DA INICIAÇÃO DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDA ACIDENTAL

Autoras: Andréa de Jesus Lopes - fisioterapeuta e mestranda em Ciências da Reabilitação

Dra. Renata Noce Kirkwood – fisioterapeuta e orientadora deste projeto

Este termo de consentimento pode conter palavras que você não entenda. Peça ao pesquisador que explique as palavras ou informações não compreendidas completamente.

1) Introdução

Você está sendo convidada a participar da pesquisa ANÁLISE DA ATIVAÇÃO MUSCULAR E PARÂMETROS ESPACIAIS E TEMPORAIS DA INICIAÇÃO DE MARCHA EM IDOSAS COM E SEM HISTÓRIA DE QUEDA ACIDENTAL

Se concordar em participar, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o seu papel nesta pesquisa.

A decisão de participar neste estudo é voluntária e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição envolvida.

É preciso entender a natureza e os riscos da sua participação e dar o seu consentimento livre e esclarecido por escrito.

2) Objetivo

O objetivo deste estudo é avaliar o seu andar, principalmente o início deste movimento, para entendermos os motivos que podem levar o idoso a sofrer quedas. Nossa intenção é identificar esses motivos para que possamos interferir para

prevenir e/ou evitar que as pessoas idosas caiam, evitando os prejuízos que as quedas causam em suas vidas.

3) Procedimentos do Estudo

Se concordar em participar deste estudo você será solicitado a comparecer no Laboratório de Análise do Movimento no Departamento de Fisioterapia (1º andar, sala 4008) do prédio da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, no Campus Pampulha da Universidade Federal de Minas Gerais, localizado na Avenida Antônio Carlos nº 6627. Você será solicitado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, ou alguém fará a leitura para você. Caso concorde em participar da pesquisa, será solicitado que assine este termo e uma cópia do mesmo ficará com você.

Algumas informações sobre sua idade, história médica, peso, altura, força nas pernas, movimentos das articulações, medo de cair e nível de atividade física serão obtidas e anotadas. Em seguida você será solicitado a vestir uma bermuda própria ou fornecida pelo pesquisador. Seis sensores como pequenas placas serão colocadas na pele na sua coxa, joelho e perna, aderidos com uma fita adesiva, para registrar a atividade de seus músculos e apenas verificar como eles funcionam enquanto você anda. Para isso é necessário que não tenha muita oleosidade em sua perna, então sua pele será bem limpa com álcool, e se houver pêlos eles serão retirados com um barbeador descartável fornecido pelos pesquisadores.

Você será solicitado a andar por um trajeto de 9 metros de comprimento que mede a pressão que você pisa e acompanha a mudança desta pressão nos seus pés enquanto você anda da maneira mais confortável possível e depois da maneira mais rápida e mais lenta que conseguir. Você será acompanhado todo o tempo por 2 pesquisadores que também farão um treino para que você se acostume com os sensores, fios e a andar sobre a passarela. Depois, você será solicitada a andar sobre a passarela ao ver acender uma luz em um equipamento colocado à sua frente. Você terá que andar sobre essa passarela mais ou menos 40 vezes para garantir dados precisos para futura análise. O tempo que você permanecerá no laboratório será de no máximo 2 horas.

4) Riscos e desconforto

Existem riscos mínimos e o possível desconforto causado pelo cansaço nas pernas será controlado por períodos de repouso. Caso se sinta cansada, interromperemos a coleta até que descanse. Sua pressão arterial será medida antes da coleta e no período de repouso, e também para controle se você pedir para descansar antes do momento previsto. Tudo isso para identificar sinais que impeçam de começar ou continuar o esforço envolvido no andar.

5) Benefícios

Os resultados dessa pesquisa não trarão nenhum benefício imediato a você, mas futuramente poderá ajudar várias pessoas idosas com alterações na marcha e risco de cair. Caso concorde, você irá participar de uma orientação sobre cuidados para prevenir quedas em idosos e receberá um folheto para futura leitura.

6) Custos/Reembolso

Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. A participação na pesquisa não acarretará gasto para você, sendo totalmente gratuita. Também não receberá qualquer remuneração para participar, para se locomover de casa até o local da pesquisa e para retornar para casa.

7) Responsabilidade

Toda responsabilidade do presente projeto é da Coordenadora do mesmo, Prof.^a Renata Noce Kirkwood e Ft. Andréa de Jesus Lopes

8) Caráter Confidencial dos Registros

Algumas informações obtidas a partir de sua participação neste estudo não poderão ser mantidas estritamente confidenciais. Além dos profissionais de saúde que estarão cuidando de você, agências governamentais locais, o Comitê de Ética em Pesquisa da instituição onde o estudo está sendo realizado, o patrocinador do estudo e seus representantes podem precisar consultar seus registros. Você não será identificado quando o material de seu registro for utilizado, seja para propósitos de publicação científica ou educativa, Ao assinar este consentimento informado, você autoriza as inspeções em seus registros. Para registro de suas informações,

seu nome receberá um código com o qual seus dados serão arquivados no computador, e toda informação buscada será referenciada usando este número.

9) Participação

É importante que você esteja consciente de que a participação neste estudo de pesquisa é completamente voluntária e de que você pode recusar-se a participar ou sair do estudo a qualquer momento sem penalidades ou perda de benefícios aos quais você tenha direito de outra forma. Em caso de você decidir retirar-se do estudo, deverá apenas comunicar ao profissional e/ou pesquisador que esteja acompanhando-o. A recusa em participar ou a saída do estudo não influenciarão seus cuidados nesta instituição.

10) Para obter informações adicionais

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento. Caso você venha a sofrer uma reação adversa ou danos relacionados ao estudo, ou tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Dra. Renata Noce Kirkwood, no telefone (31) 3499-4791 ou Fisioterapeuta Andréa de Jesus Lopes no telefone (31) 9688-7429 (andrealopesfisio@gmail.com).

Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar uma terceira parte, que não participa desta pesquisa, representada pela Profa. Maria Elena de Lima Perez Garcia, Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, no telefone (31) 3499-4592 ou 3499-4027 (coep@prpq.ufmg.br).

Endereços:

Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG):

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha – Belo Horizonte/ MG

Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (COEP – UFMG)

Av. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar

Campus Pampulha/ Belo Horizonte – Minas Gerais CEP 31270-901

12) Declaração de consentimento

Li ou alguém leu para mim as informações contidas neste documento antes de assinar este termo de consentimento. Declaro que fui informada sobre os métodos o

ANEXO 3

FORMULÁRIO PARA COLETA DE DADOS

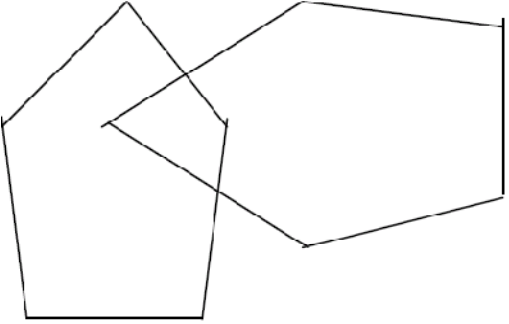
FICHA DE AVALIAÇÃO		
NOME DA IDOSA: _____		Nº _____
Registro: _____		
IDADE: _____	DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____	
ENDEREÇO: RUA: _____		Nº _____
COMPL _____		
BAIRRO: _____		FONE: _____
NOME DE FAMILIAR, AMIGO OU VIZINHO PARA CONTATO: _____		
FONE: _____		
Obs.: _____		
ESCOLARIDADE Até que ano de escola o Sr. estudou?	Nunca freqüentou a escola	(0)
	Primário incompleto (anos:____)	(1)
	Primário (4 anos)	(2)
	Ginásio incompleto (anos:____)	(3)
	Ginásio (8 anos)	(4)
	Científico incompleto (anos:____)	(5)
	Científico (12 anos)	(6)
	Faculdade incompleta (anos:____)	(7)
	Faculdade (4, 5 ou 6 anos)	(8)
	Pós-graduação	(9)
NR	(99)	

MEEM - MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

Agora vou lhe fazer umas perguntas que exigem atenção e um pouco de sua memória.

Por favor tente se concentrar para respondê-las

Que dia é hoje?	1	0
Em que mês estamos?	1	0
Em que anos estamos?	1	0
Em que dia da semana estamos?	1	0
Que horas são agora aproximadamente? (considere correta variação de mais ou menos 1 hora)	1	0
Em que local nós estamos? (dormitório, sala, apontando para o chão)	1	0
Que local é este aqui? (apontando ao redor e num sentido mais amplo)	1	0
Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima	1	0
Em que cidade nós estamos?	1	0
Em que estado nós estamos?	1	0
Vou dizer 3 palavras, e o(a) senhor(a) irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO. (caso o idoso não consiga repetir, falar as 3 palavras de novo e pedir para repetir)	3	0
Gostaria que o(a) senhor(a) me dissesse quanto é: 100 -7, 93-7; 86-7; 79-7; 72-7 (Se o idoso acertar registre imediatamente o acerto e prossiga com a seqüência. Se o idoso errar, diga NÃO, não dê dica e prossiga com a seqüência. Se ele corrigir dica considerar acerto, com dica considerar erro.	5	0
O(A) senhor(a) consegue recordar as três palavras que lhe pedi que repetisse agora a pouco? (Única tentativa sem dicas. Considerar acerto a repetição das 3 palavras em qualquer ordem)	3	0

Mostre um relógio e pergunte: o que é isto?	1	0
Mostre uma caneta e pergunte: o que é isto?	1	0
Repetir: Nem aqui. Nem ali, nem lá”	1	0
Comando: “Pegue este papel com sua mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão” (Pega a folha e dobra corretamente e põe no chão)	3	0
Vou lhe mostrar uma folha onde está escrito uma frase. Gostaria que fizesse o que está escrito. (“Feche os olhos”)	1	0
Escreva uma frase da sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande	1	0
Copie o desenho da melhor forma possível	1	0
		
<input type="checkbox"/> Apto	<input type="checkbox"/> Inapto	ESCORE:

Notas de corte para os analfabetos: 20; 1-4 anos: 25; 5-8 anos: 27; 9-11 anos: 28; maior que 11anos: 29 pontos.

DADOS ANTROPOMÉTRICOS:

1) Altura(cm): _____ 2) Peso (Kg): _____ 3) IMC(kg/m²): _____

Medida do comprimento de MMII (cm): D= _____ E= _____

Tamanho do calçado: _____ = conversão para _____

Dominância: _____

“Com qual perna a senhora chutaria uma bola?”: () MID () MIE

CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS

Qual é o seu estado civil?	Casado(a) ou vive com companheiro(a)	(1)
	Solteiro(a)	(2)
	Divorciado(a), separado(a) ou desquitado(a)	(3)
	Viúvo(a)	(4)
	NR	(99)
Trabalha atualmente?	Sim	(1)
	Não	(2)
	NR	(99)
Tem alguma ocupação? Qual?	Sim	(1)
	Não	(2)
	NR	(99)
O (a) senhor(a) é aposentado(a)/ pensionista?	Sim	(1)
	Não	(2)
	NR	(99)

O (a) senhor(a) mora só?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Para aqueles que não moram sozinhos , perguntar: “Quem mora com o (a) senhor(a)?”	Marido/mulher companheiro Familiares Outros	(1) (2) (3)

SAÚDE FÍSICA PERCEBIDA

DOENÇAS CRÔNICAS AUTO-RELATADAS COMO TENDO SIDO DIAGNOSTICADAS POR MÉDICO NO ÚLTIMO ANO
Algun médico já disse que o senhor(a) tem os seguintes problemas de saúde?

Doença do coração como angina, infarto do miocárdio ou ataque cardíaco?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Pressão alta/hipertensão?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Derrame/AVC/Isquemia?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Diabetes Mellitus?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Tumor maligno/câncer?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Artrite ou reumatismo?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Doença do pulmão (bronquite, asma ou enfisema)	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Depressão?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Osteoporose?	Sim Não NR	(1) (2) (99)

USO DE MEDICAMENTOS

Quantos medicamentos o senhor(a) tem usado de forma regular **nos últimos 3 meses**, prescritos pelo médico ou por conta própria? _____

Quais são os medicamentos em uso regular ou habitual (sintomático)?

OCORRÊNCIA DE QUEDAS

O senhor sofreu duas ou mais quedas de deste ano a do ano passado (últimos 12 meses)?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Para os que responderam sim, perguntar: Quantas vezes isso aconteceu nos últimos 12 meses?	_____	
Devido às quedas o(a) senhor (a)teve que procurar o serviço de saúde ou teve que consultar o médico?	Sim Não NR	(1) (0) (99)
Sofreu alguma fratura?	Sim Não NR	(1) (0) (99)
Onde?	Punho Quadril Vértebra Tornozelo Outros:	
Teve que ser hospitalizado por causa dessa fratura?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Esteve acamado em casa por motivo de doença ou cirurgia?	Sim Não NR	(1) (2) (99)
Para aqueles que responderam SIM , perguntar: “ Por quantos dias permaneceu acamado(a)?”		

MEDO RELACIONADO A QUEDAS

Medo de cair: “A senhora tem medo de cair?”

() sem medo

() pouco medo

() medo moderado

() muito medo

AUTO-EFICÁCIA PARA QUEDAS - FALLS EFFICACY SCALE – INTERNACIONAL (FES-I BRASIL)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor marque o quadradinho que mais se aproxima com sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.

		Nem um pouco preocupado 1	Um pouco preocupado 2	Muito preocupado 3	Extremamente preocupado 4
1	Limpando a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar a poeira).	1	2	3	4
2	Vestindo ou tirando a roupa.	1	2	3	4
3	Preparando refeições simples.	1	2	3	4
4	Tomando banho.	1	2	3	4
5	Indo às compras.	1	2	3	4
6	Sentando ou levantando de uma cadeira.	1	2	3	4
7	Subindo ou descendo escadas.	1	2	3	4
8	Caminhando pela vizinhança.	1	2	3	4
9	Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão.	1	2	3	4
10	Ir atender o telefone antes que pare de tocar.	1	2	3	4
11	Andando sobre superfície escorregadia (ex: chão molhado).	1	2	3	4
12	Visitando um amigo ou parente.	1	2	3	4
13	Andando em lugares cheios de gente.	1	2	3	4
14	Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada).	1	2	3	4
15	Subindo ou descendo uma ladeira.	1	2	3	4
16	Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube).	1	2	3	4

SCORE FES-I: _____

-----**VESTUÁRIO ADEQUADO?**-----

DGI - VERSÃO BRASILEIRA

1- Marcha em superfície plana ____

Instruções: Ande em sua velocidade normal, daqui até a próxima marca (6 metros).

Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: Anda 6 metros, sem dispositivos de auxílio, em boa velocidade, sem evidência de desequilíbrio, marcha em padrão normal.

(2) Comprometimento leve: Anda 6 metros, velocidade lenta, marcha com mínimos desvios, ou utiliza dispositivos de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Anda 6 metros, velocidade lenta, marcha em padrão anormal, evidência de desequilíbrio.

(0) Comprometimento grave: Não conseguem andar 6 metros sem auxílio, grandes desvios da marcha ou desequilíbrio.

2. Mudança de velocidade da marcha ____

Instruções: Comece andando no seu passo normal (1,5 metros), quando eu falar “rápido”, ande o mais rápido que você puder (1,5 metros).

Quando eu falar “devagar”, ande o mais devagar que você puder (1,5 metros). Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: É capaz de alterar a velocidade da marcha sem perda de equilíbrio ou desvios. Mostra diferença significativa na marcha entre as velocidades normal, rápido e devagar.

(2) Comprometimento leve: É capaz de mudar de velocidade, mas apresenta discretos desvios da marcha, ou não tem desvios, mas não consegue mudar significativamente a velocidade da marcha, ou utiliza um dispositivo de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Só realiza pequenos ajustes na velocidade da marcha, ou consegue mudar a velocidade com importantes desvios na marcha, ou muda de velocidade e perde o equilíbrio, mas consegue recuperá-lo e continuar andando.

(0) Comprometimento grave: Não consegue mudar de velocidade, ou perde o equilíbrio e procura apoio na parede, ou necessita ser amparado

3. Marcha com movimentos horizontais (rotação) da cabeça _____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “olhe para a direita”, vire a cabeça para o lado direito e continue andando para frente até que eu diga “olhe para a esquerda”, então vire a cabeça para o lado esquerdo e continue andando. Quando eu disser “olhe para frente”, continue andando e volte a olhar para frente. Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: Realiza as rotações da cabeça suavemente, sem alteração da marcha.

(2) Comprometimento leve: Realiza as rotações da cabeça suavemente, com leve alteração da velocidade da marcha, ou seja, com mínima alteração da progressão da marcha, ou utiliza dispositivo de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Realiza as rotações da cabeça com moderada alteração da velocidade da marcha, diminui a velocidade, ou cambaleia mas se recupera e consegue continuar a andar.

(0) Comprometimento grave: Realiza a tarefa com grave distúrbio da marcha, ou seja, cambaleando para fora do trajeto (cerca de 38cm), perde o equilíbrio, pára, procura apoio na parede, ou precisa ser amparado.

4. Marcha com movimentos verticais (rotação) da cabeça _____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “olhe para cima”, levante a cabeça e olhe para cima. Continue andando para frente até que eu diga “olhe para baixo” então incline a cabeça para baixo e continue andando. Quando eu disser “olhe para frente”, continue andando e volte a olhar para frente.

Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: Realiza as rotações da cabeça sem alteração da marcha.

(2) Comprometimento leve: Realiza a tarefa com leve alteração da velocidade da marcha, ou seja, com mínima alteração da progressão da marcha, ou utiliza dispositivo de auxílio à marcha.

(1) Comprometimento moderado: Realiza a tarefa com moderada alteração da velocidade da marcha, diminui a velocidade, ou cambaleia, mas se recupera e consegue continuar a andar.

(0) Comprometimento grave: Realiza a tarefa com grave distúrbio da marcha, ou seja, cambaleando para fora do trajeto (cerca de 38cm), perde o equilíbrio, pára, procura apoio na parede, ou precisa ser amparado.

5. Marcha e giro sobre o próprio eixo corporal (pivô) _____

Instruções: Comece andando no seu passo normal. Quando eu disser “vire-se e pare”, vire-se o mais rápido que puder para a direção oposta e permaneça parado de frente para (este ponto) seu ponto de partida”. Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: Gira o corpo com segurança em até 3 segundos e pára rapidamente sem perder o equilíbrio.

(2) Comprometimento leve: Gira o corpo com segurança em um tempo maior que 3 segundos e pára sem perder o equilíbrio.

(1) Comprometimento moderado: Gira lentamente, precisa dar vários passos pequenos até recuperar o equilíbrio após girar o corpo e parar, ou precisa de dicas verbais.

(0) Comprometimento grave: Não consegue girar o corpo com segurança, perde o equilíbrio, precisa de ajuda para virar-se e parar.

6. Passar por cima de obstáculo _____

Instruções: Comece andando em sua velocidade normal. Quando chegar à caixa de sapatos, passe por cima dela, não a contorne, e continue andando. Classificação: Marque a menor pontuação que se aplica

(3) Normal: É capaz de passar por cima da caixa sem alterar a velocidade da marcha, não há evidência de desequilíbrio.

(2) Comprometimento leve: É capaz de passar por cima da caixa, mas precisa diminuir a velocidade da marcha e ajustar os passos para conseguir ultrapassar a caixa com segurança.

(1) Comprometimento moderado: É capaz de passar por cima da caixa, mas precisa parar e depois transpor o obstáculo. Pode precisar de dicas verbais.

(0) Comprometimento grave: Não consegue realizar a tarefa sem ajuda.

7. Contornar obstáculos ____

Instruções: Comece andando na sua velocidade normal e contorne os cones. Quando chegar no primeiro cone (cerca de 1,8 metros), contorne-o pela direita, continue andando e passe pelo meio deles, ao chegar no segundo cone (cerca de 1.8 m depois do primeiro), contorne-o pela esquerda. Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: É capaz de contornar os cones com segurança, sem alteração da velocidade da marcha. Não há evidência de desequilíbrio.

(2) Comprometimento leve: É capaz de contornar ambos os cones, mas precisa diminuir o ritmo da marcha e ajustar os passos para não bater nos cones.

(1) Comprometimento moderado: É capaz de contornar os cones sem bater neles, mas precisa diminuir significativamente a velocidade da marcha para realizar a tarefa, ou precisa de dicas verbais.

(0) Comprometimento grave: É incapaz de contornar os cones; bate em um deles ou em ambos, ou precisa ser amparado.

8. Subir e descer degraus ____

Instruções: Suba estas escadas como você faria em sua casa (ou seja, usando o corrimão, se necessário). Quando chegar ao topo, vire-se e desça. Classificação: Marque a menor categoria que se aplica

(3) Normal: Alterna os pés, não usa o corrimão.

(2) Comprometimento leve: Alterna os pés, mas precisa usar o corrimão.

(1) Comprometimento moderado: Coloca os dois pés em cada degrau; precisa usar o corrimão.

(0) Comprometimento grave: Não consegue realizar a tarefa com segurança.

ESCORE DGI: _____

----- **ENCAMINHAR PARA PREPARAÇÃO EMG E COLETA** -----