

Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores: uma revisão da literatura

Gait biomechanics in elderly fallers and non fallers: a literature review

KIRKWOOD, R.N.; ARAÚJO, P.A.; DIAS, C.S. Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores: uma revisão da literatura. **R. bras. Ci e Mov.** 2006; 14(4): 103-110.

RESUMO: As quedas são comuns em idosos e ocorrem principalmente durante a marcha. Nosso objetivo foi rever as alterações na marcha que ocorrem com o envelhecimento e suas relações com as quedas. Estudos mostram que os idosos tendem a diminuir a velocidade e o tamanho da passada e a aumentar a base de suporte e o tempo da fase de duplo apoio para ganho de estabilidade. Perdas na amplitude das articulações do quadril e joelho também foram identificadas. O fator preditivo apontado como o maior causador de quedas foi a variabilidade dos dados temporais e espaciais durante a passada. Além disso, atraso no pico de momento de força interno de flexão plantar na fase de apoio terminal, levando a um atraso na diminuição da amplitude de dorsiflexão em idosos caidores já foi determinado e caracterizado como fraqueza dos músculos gastrocnêmio e sóleo. A importância do sóleo e gastrocnêmio na manutenção da estabilidade na marcha foi evidenciada em vários estudos. Em ambientes de risco, idosos saudáveis geram aumento da atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio com o objetivo de reduzir o movimento médiolateral do centro de gravidade, reduzindo assim, a velocidade angular das articulações do joelho e tornozelo. Acreditamos que essas estratégias estão ausentes em idosos caidores, por ausência desses músculos ou por alterações de comando central.

Palavras-chave: variabilidade da marcha, idosos; quedas; cinemática, cinética

KIRKWOOD, R.N.; ARAÚJO, P.A.; DIAS, C.S. Gait biomechanics in elderly fallers and non fallers: a literature review. **R. bras. Ci e Mov.** 2006; 14(4): 103-110.

ABSTRACT: Falls in the elderly are common and occur mostly during gait. Our objective was to review the alterations in gait that occur during aging and its relation to falls. Studies have shown that elderly subjects decrease their velocity and stride length and increase the base of support and double support time to gain stability during gait. Loss of hip and knee range of motion has also been identified. However, stride-to-stride variability has been pointed as the strongest predictor of falling in elderly subjects. In addition, a significant delay in the internal peak plantar flexion moment in elderly fallers at the end of the terminal stance, delaying the decrease of ankle dorsiflexion range of motion, has been also found and characterized as weakness of the soleus and gastrocnemius muscles. The importance of these muscles in maintaining gait stability has been proved. In constrained floor conditions, healthy elderly subjects increased the level of activity of the tibialis anterior and gastrocnemius muscles to reduce the mediolateral movement of the center of gravity, resulting in reduction of the angular velocity of the ankle and knee joints. We believe that such strategies are absent in elderly fallers, due to weakness or absence of the soleus and gastrocnemius muscles or to alterations in the internal central commands.

Keywords: variability; gait; elderly; falls; kinematics; kinetics

Renata Noce Kirkwood¹

Priscila Albuquerque de Araújo²

Cláudia Silva Dias³

¹ Ph.D., Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Departamento de Fisioterapia, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

² Fisioterapeuta, Especialista.

³ Fisioterapeuta Especialista, Docente do Curso de Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.

Recebimento: 21/07/2005

Aceite: 23/06/2006

Introdução

A queda é definida como um evento que resulta em uma pessoa vir a repousar no chão ou em qualquer outro nível mais baixo, sem intenção^{17,48}. A ocorrência de quedas na população idosa é comum, podendo levar a morbidade e a mortalidade⁹. Estima-se que, 25 a 40% das quedas anuais, ocorrem em idosos acima de 65 anos de idade, destas, 6% resultam em fraturas e 5% em outros tipos de lesões. As quedas são mais comuns em mulheres idosas e 50% dos idosos que caem, tornam-se caidores recorrentes^{34,43}. No Brasil, não existem dados epidemiológicos recentes, mas uma semelhança com as incidências ocidentais e norte americanas tem sido relatadas^{34,37}.

A etiologia das quedas em idosos é de origem multifatorial^{9,41}. Entretanto, estudos vêm demonstrando que 55% das quedas estão relacionados com alterações da marcha, 32% com alterações de equilíbrio e o restante com fatores extrínsecos como superfícies irregulares, escadas, sapatos inapropriados, entre outros^{9,10,13,19-21,29}.

A marcha é um movimento rítmico que mantém o corpo em locomoção progressiva à frente⁴⁰. Esse movimento rítmico é a combinação de um perfeito equilíbrio entre forças externas que agem no corpo e a resposta das forças internas proveniente dos músculos, tendões, ossos, ligamentos e cápsulas³. O estudo da marcha envolve a compreensão desse equilíbrio de variáveis biomecânicas. Portanto, o objetivo desse estudo foi fazer uma revisão bibliográfica das alterações das variáveis biomecânicas que ocorrem com o envelhecimento e suas relações as quedas em idosos. A compreensão destes fatores biomecânicos poderá ajudar os profissionais de saúde na elaboração de programas de reabilitação voltados para a prevenção de quedas, propiciando ao idoso uma melhor qualidade de vida.

Variáveis Temporais e Espaciais

Com o envelhecimento, os indivíduos tendem a diminuir a velocidade da marcha e o tamanho da passada, aumentar a base de suporte e o tempo de permanência na fase de duplo apoio, como estratégia para ganho de estabilidade^{12,30,32,45,47,49}. Embora uma alta correlação entre estas estratégias

e a tendência a quedas já terem sido descritas^{48,49}, alguns estudos contraditórios já foram publicados^{21,29}.

Maki²⁹, num estudo conduzido em idosos acima de 82 anos de idade, demonstrou que as alterações da marcha como estratégia para ganho de estabilidade são na verdade adaptações do idoso relacionadas ao medo de cair, não podendo portanto serem consideradas fatores de risco de quedas. O autor afirma, que essas alterações aumentam a estabilidade da marcha do idoso, portanto, é esperado que ajudem a reduzir a incidência de quedas e não a aumentá-las²⁹. Maki²⁹ ainda sustenta a hipótese que o fator independente preditivo da tendência de quedas em idosos é a variabilidade dos dados temporais e espaciais da marcha durante as passadas. De acordo com o autor, flutuações no comprimento da passada, na velocidade e no tempo da fase de suporte duplo durante a marcha aumentam consideravelmente a chance de quedas, independente do medo de sofrer quedas²⁹.

Recentemente, Hausdorff e colaboradores²¹, desenvolveram uma coorte com o objetivo de testar a hipótese de que a variabilidade nos dados temporais da marcha são fatores preditivos a quedas em idosos que vivem na comunidade. Participaram do estudo, 52 idosos do sexo feminino e masculino, com idade acima de 70 anos e que nunca haviam sofrido quedas. As variáveis temporais da marcha foram obtidos através de transdutores de força localizados na sola do pé de cada participante. Dados foram coletados durante 6 minutos de marcha com velocidade normal. Em seguida, os participantes foram contatados semanalmente durante um ano e indagados sobre a ocorrência ou não de quedas. No final de um ano, as mesmas medidas foram repetidas e comparadas com as medidas realizadas anteriormente. Os resultados mostraram, que 40% dos participantes que sofreram quedas no intervalo de um ano apresentavam uma variabilidade na duração do ciclo da marcha e na fase de balanço significativamente maior, quando comparada com os idosos que não sofreram quedas. Os autores concluíram, que as medidas da variabilidade da marcha refletem um processo patológico e não uma alteração decorrente da idade. Os achados suportam as teorias de Maki²⁹ que flutuações na variabilidade da marcha predispoem os idosos à quedas.

A velocidade da marcha em pessoas normais começa a diminuir à partir da sétima década de vida, com perdas que variam de 16% a 20% por década^{18,23}. A redução da velocidade da marcha está associada a redução do comprimento da passada^{2,27}. Grabiner e colaboradores¹⁶, num estudo conduzido entre um grupo de idosos não caidores e jovens, demonstraram que em função da idade não ocorria diferenças significativas na variabilidade da variável velocidade entre o grupo de jovens e o grupo de idosos. Por outro lado, o grupo de idosos mostrou uma variabilidade significativa nas variáveis tamanho de passo e passada quando comparado com o grupo de jovens. Os autores concluem que as medidas de variabilidade da marcha são mais importantes na dissimetria entre idosos caidores e não caidores, que a idade dos indivíduos e a velocidade da marcha¹⁶. Acredita-se que deficit no sistema nervoso central, geram flutuações nas variáveis da marcha, sem alterar a frequência ou a velocidade da mesma¹⁹. Portanto, a diminuição da velocidade decorrente do envelhecimento parece ser um mecanismo protetor dos idosos às quedas como postulado anteriormente^{8,10,13,29,41} e não um mecanismo causador de quedas.

Variáveis Cinemáticas e Cinéticas

Outra alteração biomecânica presente no envelhecimento, ocorrem nas variáveis cinemáticas durante o ciclo da marcha^{24,25,27,38}. Kemoun e colaboradores²⁴ num estudo de corte prospectivo conduzido em 54 idosos, que nunca haviam sofrido quedas, mostraram que após um ano, os 16 idosos que sofreram quedas nesse período apresentavam uma redução na amplitude do movimento das articulações do quadril e tornozelo. De acordo com os autores, os idosos caidores apresentaram uma diminuição significativa da dorsiflexão e flexão plantar no final da fase de apoio terminal e pré-oscilação, respectivamente, quando comparados com o grupo de não caidores. Na articulação do quadril, os caidores apresentaram um aumento da flexão ao choque de calcanhar e diminuição da extensão nas fase de apoio terminal e pré-oscilação, gerando uma amplitude total de movimento do quadril no plano sagital significativamente menor, quando comparado com o restante dos idosos que não sofreram quedas²⁴. Os resultados desse estudo estão de acordo com

o estudo conduzido por Kerrigan e colaboradores²⁵, que mostraram uma perda excessiva na extensão de quadril na fase final de apoio da marcha em idosos caidores, comparado com uma perda bem menor de extensão nos idosos que não sofreram quedas.

A variabilidade temporal da marcha são flutuações nas variáveis velocidade, tempo da fase de apoio, balanço e suporte duplo. E as variáveis espaciais, são flutuações no tamanho da largura do passo, passada e da base de suporte. Gabell e Nayak¹³ num estudo conduzido entre um grupo de idosos saudáveis selecionados por um rigoroso critério de exclusão, e um grupo de jovens, demonstrou ausência de variabilidade entre os grupos durante a marcha. Os autores sustentam a hipótese de que o aumento da variabilidade em idosos é devido a fatores patológicos e não fatores provenientes da idade. Os autores ainda sugerem que o comprimento da base de suporte e o tempo da fase de suporte duplo são controlados por mecanismos posturais, ou seja, um aumento nos valores significa um ganho de estabilidade. Já o comprimento do passo e o tempo da passada são controlados por mecanismos musculares, que geram o padrão da marcha¹³. A Tabela 1 da uma visão geral dos achados mais importantes relatados na literatura.

Respostas musculares ao envelhecimento

Os músculos são os maiores geradores do momento de força que resulta no movimento. Por definição, momento de força é a tendência que uma força tem em gerar rotação de um segmento em torno de um eixo⁴⁶. Portanto, o momento interno de força é a somatória das forças geradas pelas estruturas internas passivas (tendões, ligamentos, cápsulas e ossos) e ativas (músculos), que contrabalançam a somatória dos momentos de força externos (inércia, força da gravidade, força de reação de sol) que agem em nosso corpo, gerando assim, o movimento¹.

Através de estudos cinéticos, já foi determinado que tanto o momento interno de extensão do quadril quanto o momento interno de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo, são significativamente menores em idosos caidores quando comparado com idosos sem história de quedas^{24,26,28}. Somado a isso, Kemoun e colaboradores²⁴ demonstraram um

Tabela 1. Panorama dos estudos em relação as variáveis da marcha e quedas em idosos.

Autores	Tipo de Estudo	Tamanho amostra	Idade média	Instrumentação e Metodologia	Resultados
Maki ²⁹	Coorte Prospectivo	61 mulheres não caidoras	82 anos	Medidas temporais e espaciais usando footswitches – medidas repetidas após 1 ano. Participantes contactados semanalmente.	1) Variabilidade dos dados temporais e espaciais nas participantes caidores nesse intervalo considerada como fator preditivo de quedas em idosos.
Hausdorff ²¹	Coorte Prospectivo	36 mulheres 16 homens	80,3 anos	Transdutores de força na sola do pé – medidas repetidas após 1 ano, Participantes contactados semanalmente.	1) 40% que sofreram quedas durante o ano apresentaram uma maior variabilidade da marcha. 2) Variabilidade considerada fator preditivo de quedas em idosos.
Grabiner e Col. ¹⁶	Experimental	Exp.1=18 jovens e 15 idosos Exp.2=10 jovens e 14 idosos	Exp.1= idosos 72,1 anos Exp.2= idosos 75,5 anos	Análise cinemática Exp.1: marcha nas velocidades normal, lenta e rápida Exp.2: marcha na velocidade normal e carregando copo de água	1) Variabilidade dos dados temporais e espaciais da marcha foi significativamente maior em idosos quando comparado com os jovens nos dois experimentos.
Kemoun e Col. ²⁴	Coorte Prospectivo	16 mulheres 38 homens	66,7 anos	Sistema Vicon para medidas temporais, espaciais, cinemáticas e cinéticos da marcha. Participantes contactados a cada 2 meses.	1) 16 participantes sofreram quedas. 2) Caidores com velocidade diminuída; aumento tempo fase de duplo apoio; diminuição adm do quadril e tornozelo. 3) Atraso no pico de momento de força interno de flexão plantar do tornozelo, levando a atraso na diminuição da adm de dorsiflexão do tornozelo.
Kerrigan e Col. ²⁵	Observacional	23 idosos saudáveis 16 idosos caidores 30 participantes jovens	73,2 anos 77 anos 28,1 anos	Sistema Optotrak medidas temporais, espaciais, cinemáticas e cinéticos da marcha.	1) diminuição significativa da adm extensão quadril e flexão plantar do tornozelo nos 2 grupos; maior no grupo de caidores. 2) Com aumento da velocidade a diferença significativa entre o grupo de idosos e jovens para a variável adm extensão do quadril persistiu. 3) inclinação pélvica anterior maior e significativa nos grupos de idosos comparado com o grupo de jovens.
Gabel e Nayak ¹³	Observacional	32 idosos saudáveis 32 jovens	De 66 a 84 anos De 21 a 47 anos	Passarela instrumentada para captação de dados temporais e espaciais.	1) Nenhuma diferença significativa entre os grupos de idosos e jovens na variabilidade da marcha. 2) Autores sustentam a hipótese que a variabilidade é devido a mecanimos patológicos.
Lee e Kerrigan ²⁸	Observacional	16 idosos caidores 15 idosos não caidores	77 anos 75 anos	Sistema Optoeletrônico p/ medidas temporais, espaciais, cinemáticas e cinéticos da marcha.	1) Pico de momento de força de flexão e abdução do quadril; adução, extensão e varismo do joelho; dorsiflexão e eversão do tornozelo significativamente maior no grupo de caidores. 2) Pico de momento de força de flexão plantar significativamente menor no grupo de caidores.
Brown e Col. ⁵	Observacional	15 idosos saudáveis 16 jovens	67,5 anos 22,4 anos	Sistema Optoeletrônico p/ medidas temporais, espaciais, cinemáticas e cinéticos da marcha, em ambientes normais e ambientes ameaçadores.	1) Adaptação ao tipo de passarela gerou respostas diferentes entre jovens e idosos. 2) Sob condições ameaçadores idosos diminuíram a velocidade significativamente e perda de 8% no comprimento da passada. 3) Aumento do nível de atividade do TA e GAS sob condições ameaçadores, não observado no grupo de jovens.

Tabela 2. Panorama dos estudos de simulação biomecânica em relação ao papel dos músculos sóleo e gastrocnêmio durante a marcha.

Autores	Instrumentação e Metodologia	Resultados
Neptune e Colaboradores ³³	Simulação dinâmica direta dos músculos sóleo (SOL) e gastrocnêmio (GAS)	<ol style="list-style-type: none"> 1) SOL e GAS agem acelerando o tronco para cima, como o tronco está movendo para baixo, ocorre desaceleração do tronco nas fases de apoio unipodal e pré-balanço. 2) Fase inicial de apoio o SOL e o GAS desaceleram o tronco. 3) Apoio médio o GAS impede progressão do corpo e SOL realiza o oposto. 4) O SOL transfere energia para o tronco promovendo suporte e progressão; 5) O GAS transfere energia para a perna para iniciar a fase de balanço 6) Portanto SOL e GAS agem sinergicamente, pois cada um tem um efeito energético diferente no tronco e pernas. 7) O GAS recebe ajuda dos músculos flexores do quadril e dos isquiotibiais. 8) No apoio médio apenas o SOL promove estabilidade através da desaceleração da rotação anterior da tibia, para que o joelho possa acelerar em extensão. 9) Em contraste, o GAS age acelerando o joelho em flexão nessa fase. 10) O SOL é o único músculo que promove estabilidade em toda fase de apoio unipodal. 11) Falta de atividade do SOL leva a necessidade de um mecanismo compensador para prevenir o colapso do joelho durante a fase de apoio médio; o mecanismo mais provável seria o aumento da atividade dos músculos vastus.
Jonkers e Colaboradores ²²	Simulação biomecânica direta dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (GAS), bíceps femoral (BF), e tibial anterior (TA).	<ol style="list-style-type: none"> 1) Na ausência do SOL ocorreria aumento da atividade do GAS; o mesmo ocorrendo na ausência do GAS 2) Ausência de GAS e SOL resulta em excessiva dorsiflexão do tornozelo; flexão do joelho prolongada na fase de apoio e excesso de extensão do quadril. 3) ausência de SOL resulta em uma maior ADM de flexão do joelho comparada com a ausência apenas do GAS 4) Ações compensatórias na ausência do SOL e GAS resulta em aumento da atividade do BF para iniciar a rotação do pé; aumento da atividade do AL para restringir a extensão do quadril na fase final de apoio; diminuição da atividade do TA para restringir a dorsiflexão do tornozelo e iniciar a flexão do joelho na fase de apoio. 5) Na ausência de SOL, um aumento da atividade do GAS e diminuição da atividade do TA, ocorre numa tentativa de imitar a ação do SOL durante a marcha.

atraso no pico de momento de força interno de flexão plantar na fase de apoio terminal, levando conseqüentemente, a um atraso na diminuição da amplitude de dorsiflexão em idosos caidores, quando comparado com um grupo de idosos não caidores. De acordo com Perry³⁶, o contato prolongado do tornozelo no chão impede a transferência do peso do corpo para o ante-pé e é normalmente um sinal de fraqueza dos músculos gastrocnêmio e sóleo. Fraqueza dos músculos gastrocnêmio e sóleo em participantes idosos já foram descritas previamente na literatura^{14,15}.

Neptune e colaboradores³³, através da dinâmica direta aplicada em modelos biomecânicos, demonstraram a importância dos músculos gastrocnêmio e sóleo na manutenção da estabilidade e na progressão do corpo à frente durante as várias fases da marcha. Na fase inicial de apoio unipodal, a principal função dos músculos gastrocnêmio e sóleo é promover a estabilidade. No apoio terminal e pré-balanço, os autores demonstraram que tanto o gastrocnêmio quanto o sóleo são importantes músculos estabilizadores e promotores da progressão, como já descrito por alguns autores anteriormente^{11,39,47}. O resultado novo é, que a quantidade de energia produzida pelo gastrocnêmio é destinada aos membros inferiores e, além disso, essa

transferência não ocorre de forma isolada, pois contém contribuições dos músculos flexores do quadril e isquiotibiais. Outro achado importante é que o músculo sóleo transmite toda sua energia para o tronco desacelerando o mesmo e acelerando o joelho em extensão, aumentando assim a estabilidade do corpo durante essas fases. Além disso, os autores determinaram que o músculo sóleo é o único estabilizador da perna nessa fase, através da função de desacelerador da tibia à frente do pé. Nesse momento, de acordo com a simulação biomecânica, o músculo gastrocnêmio estaria acelerando o joelho em flexão com a ajuda dos músculos quadríceps e bíceps femoral, ou seja, agindo de maneira antagonística em relação ao músculo sóleo. Os autores concluem, mostrando a importância do músculo sóleo na manutenção da estabilidade do corpo durante a marcha e que na ausência do músculo sóleo, o mecanismo compensador seria o aumento da atividade do músculo quadríceps, como já observado por outros autores^{31,44}.

Similarmente, Jonkers e colaboradores²², usando um modelo biomecânico, mostraram as ações compensatórias que ocorreriam na ausência dos músculos gastrocnêmio e sóleo na manutenção da estabilidade das articulações do membro inferior durante a marcha.

Os resultados mostraram que na ausência do músculo sóleo, ocorreria um aumento da atividade do gastrocnêmio, o mesmo acontecendo com o sóleo na ausência do gastrocnêmio. Na ausência do sóleo e ou gastrocnêmio, ocorreria um aumento da atividade do biceps femoral cujo objetivo seria iniciar a rotação do pé; um aumento da atividade do adutor longo cujo objetivo seria restringir a extensão do quadril na fase de apoio e uma diminuição da atividade do tibial anterior o que ajudaria a restringir a amplitude da dorsiflexão do tornozelo e a iniciar a extensão do joelho na fase de apoio. Os autores concluem que ações compensatórias biarticulares são necessárias nos casos de fraqueza ou mesmo nas ausências musculares para manter a estabilidade do membro inferior durante as fases da marcha²². A Tabela 2 faz um resumo dos estudos que usaram simulação biomecânica para a análise muscular durante a marcha.

Embora os estudos descritos acima tenham sido baseados em simulações de modelos biomecânicos, é interessante notar a importância dos músculos flexores plantares, principalmente do sóleo, na manutenção da estabilidade e na progressão do corpo à frente durante a marcha. Somado a isso, evidencia-se a importância de que na ausência de um determinado músculo, o equilíbrio muscular da articulação é restaurado à partir do aumento da atividade de músculos sinergistas e ou músculos antagonistas. Para exemplificar, Brown e colaboradores⁵ num estudo conduzido em idosos saudáveis, mostraram que o mecanismo muscular de adaptação destes idosos quando caminhavam sobre um ambiente ameaçador, gerava níveis de atividades musculares diferentes quando comparadas com um grupo de jovens. Especificamente, os níveis de atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio aumentavam significativamente no grupo de idosos na presença de ambiente ameaçador, quando comparado com o grupo de jovens. De acordo com os autores, esse achado implica numa estratégia muscular distal usada pelos idosos saudáveis na presença de ambientes propícios a quedas, através da diminuição do deslocamento médio/lateral do centro de gravidade levando a uma diminuição da velocidade angular das articulações do joelho e tornozelo, aumentando assim a estabilidade durante a marcha⁵.

Durante a primeira metade da fase de apoio, a principal função dos músculos sóleo

e gastrocnêmio na marcha normal é resistir a dorsiflexão devido ao avanço da tibia sobre o pé^{6,35}. Dessa maneira, esses músculos (gastrocnêmio e sóleo) ajudam a estabilizar o tornozelo e conseqüentemente todo o corpo⁴². O músculo sóleo inicia a contração antes da elevação do calcanhar e termina antes do primeiro artelho liberar o solo. Acredita-se, que essa ação seja uma função mais de suporte que de propulsão⁴. O músculo gastrocnêmio gera um pico de atividade logo que se inicia a fase de impulsão, seguido de uma rápida queda, que permanece até o início da fase de balanço e atinge atividade zero no balanço médio⁴. De acordo com Simon e colaboradores⁴², as demandas impostas sobre os músculos gastrocnêmio e sóleo nessa primeira metade da fase de apoio são mínimas, embora estes músculos estejam ativos nessa fase.

A partir da segunda metade da fase de apoio, devido ao avanço do centro de gravidade do corpo e da fase de balanço na qual se encontra o membro oposito criando um momentum anterior significativo, a demanda sobre os músculos gastrocnêmio e sóleo aumenta consideravelmente, os quais criam forças de restrição para estabilizar o corpo. Portanto, acredita-se que a função do gastrocnêmio e sóleo seja muito mais estabilizadora do que na verdade propulsoras na fase final de apoio³³. Simon e colaboradores⁴² afirmam que em sujeitos normais, na ausência destes músculos, mecanismos compensatórios cinemáticos, temporais, espaciais e musculares são automaticamente ativados para controlar a perda da instabilidade.

Conclusão

Devido ao aumento crescente da longevidade do mundo, as conseqüências do envelhecimento já vem preocupando pesquisadores há muitos anos. Por exemplo, no Brasil em 1980, tínhamos uma população de idosos em torno de 7 milhões, em 2000 esse valor duplicou e passamos a ter 14 milhões de brasileiros idosos de uma população total de 179 milhões de pessoas⁷.

Diante do exposto, concluímos que indivíduos idosos caidores não estão aptos a ativar as estratégias necessárias para se protegerem contra as quedas. Variações na variabilidade da marcha em idosos caidores já foram comprovadas. Entretanto, as estratégias musculares ou os mecanismos compensatórios que

estão ocorrendo em idosos caídoes ainda não estão claros. Quais são os músculos que estão ou não sendo ativados na presença de ambientes ameaçadores em idosos caídoes? É possível que idosos caídoes por fraqueza ou mesmo ausência dos músculos sóleo e gastrocnêmio e por alterações de comando central, não geram mecanismos eficazes para compensar essas perdas, através do aumento da atividade de músculos sinergistas e ou antagonistas na tentativa de manter a estabilidade do membro durante a fase de apoio da marcha. Portanto, estudos envolvendo análises das variáveis biomecânicas e da atividade muscular em idosos caídoes durante a marcha, são indispensáveis para podermos entender as estratégias que estão ausentes nestes indivíduos. Com base nesse conhecimento, poderemos elaborar programas de reabilitação específicos para prevenir ou mesmo evitar a ocorrência de quedas no envelhecimento.

Referência Bibliográfica

1. ALLARD,P et al. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. **Human Movement Science**. 1996; 15 327-346.
2. ALLARD,P.; STOKES, V. P.; BLANCHI, J.-P. **Three-dimensional analysis of human movement**. 1. ed., Windsor, Human Kinetics, 1995.
3. ANDRIACCHI,T.P e MIKOSZ,R.P. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. In: MOW,V.C.; HAYES,W.C. (ed). **Basic Orthopaedic Biomechanics**. 1. ed., New York, Raven Press. 1991, p.51-92.
4. BASMAJIAN,V.J. e DELUCA,C.J. Human Locomotion. In: JOHN BUTLER (ed). **Muscle alive. Their functions revealed by electromyography**. 5. ed., Baltimore, Williams & Wilkins. 1985, p.367-388.
5. BROWN,L.A. et al. Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. **Experimental Brain Research**. 2002; 145 (3): 286-296.
6. CAGE,J.R. et al. Gait analysis: Principles and applications. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. 1995; 77A (10): 1607-1623.
7. CARNEIRO,R.A. Repercussões sócio-econômicas da osteoporose no Brasil. Estimativa de custos. **Arquivo Brasileiro Médico**. 1988; 62 (1): 65-69.
8. DANION,F et al. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. **Gait Posture**. 2003; 18 (1): 69-77.
9. DUXBURY,A.S. Gait disorders and fall risk: detection and prevention. **Computer Therapy**. 2000; 26 (4): 238-245.
10. EKE-OKORO,S.T. A critical point for the onset of falls in the elderly. **Gerontology**. 2000; 46 88-92.
11. ENG,J.J. e WINTER,D.A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? **Journal of Biomechanics**. 1995; 28 (6): 753-758.
12. FINLEY,FR. et al. Locomotion patterns in elderly women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 1969; 50 140-146.
13. GABELL,A. e NAYAK,U.S. The effect of age on variability in gait. **Journal of Gerontology**. 1984; 39 (6): 662-666.
14. GAJDOSIK,R.L. Relationship between passive properties of the calf muscles and plantar flexion concentric isokinetic torque characteristics. **European Journal of Applied Physiology**. 2002; 87 (3): 220-227.
15. GAJDOSIK,R.L. et al. Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20 to 84 years. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. 1999; 29 (3): 181-190.
16. GRABINER,P.C. et al. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 2001; 82 31-35.
17. GUNTER,K.B. et al. Functional mobility discriminates nonfallers from one-time and frequent fallers. **Journal of Gerontology**. 2000; 55A (11): M672-M676.
18. HAGEMAN,P. e BLANKE,D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**. 1986; 66 (9): 1382-1387.
19. HAUSDORFF,J.M. et al. The relationship between gait changes and falls. **Journal of American Geriatric Society**. 1997; 45 (11): 1406-
20. HAUSDORFF,J.M. et al. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. **Journal of Applied Physiology**. 2001; 90 (6): 2117-2129.
21. HAUSDORFF,J.M. et al. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1 year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 2001; 82 1050-1056.

22. JONKERS,I. et al. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. **Gait and Posture**. 2003; 17 264-272.
23. JUDGE,J.O. et al. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **Journal of Gerontology Medical Sciences**. 1996; 51A (6): M303-M312.
24. KEMOUN,G. et al. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **Journal of Rehabilitation Medicine**. 2000; 34 (6): 278-283.
25. KERRIGAN,D.C. et al. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 2001; 82 26-30.
26. KERRIGAN,D.C. et al. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 2000; 81 730-735.
27. KERRIGAN,D.C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 1998; 79 317-322.
28. LEE,L.W. e KERRIGAN,D.C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. 1999; 78 (3): 242-246.
29. MAKI,B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. **Journal of American Geriatric Society**. 1997; 45 (3): 313-320.
30. MENZ,H.B. et al. Age-related differences in walking stability. **Age Ageing**. 2003; 32 (2): 137-142.
31. MURRAY,M.P. et al. Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for unilateral loss. **J Bone Joint Surg Am**. 1978; 60 (4): 473-476.
32. MURRAY,M.P. et al. Walking patterns in healthy old men. **Journal of Gerontology**. 1969; 24 169-178.
33. NEPTUNE,R.R. et al. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **Journal of Biomechanics**. 2001; 34 (11): 1387-1398.
34. PERRACINI,M.R. e RAMOS,L.R. [Fall-related factors in a cohort of elderly community residents]. **Revista De Saúde Pública**. 2002; 36 (6): 709-716.
35. PERRY,J. The mechanics of walking. In: PERRY,J.; HISLOP,H.J. (ed). **Principles of lower-extremity bracing**. Washington, American Physical Therapy Association. 1967, p.7-33.
36. PERRY,J. Hip. In: PERRY,J.; HISLOP,H.J. (ed). **Gait Analysis: Normal and pathological**. Washington, American Physical Therapy Association. 1991, p.111-128.
37. RAMOS,L.R. [Determinant factors for healthy aging among senior citizens in a large city: the Epidoso Project in Sao Paulo]. **Caderno De Saúde Pública**. 2003; 19 (3): 793-798.
38. RILEY,P.O. et al. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait and Posture**. 2001; 14 264-270.
39. ROBERTSON,D.G. e WINTER,D.A. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. **Journal of Biomechanics**. 1980; 13 845-854.
40. ROSE,J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 2. ed., London, Williams & Wilkins, 1994.
41. ROSENGREN,K.S. et al. Gait adjustments in older adults: activity and efficacy influences. **Psychology and Aging**. 1998; 13 (3): 375-386.
42. SIMON,S.R. et al. Role of the posterior calf muscles in normal gait. **Journal of Bone and Joint Surgery of American**. 1978; 60 (4): 465-472.
43. STALENHOFER,PA. et al. Impact of gait problems and falls on functioning in independent living persons of 55 years and over: a community survey. **Patient Education and Counseling**. 1999; 36 23-31.
44. SUTHERLAND,D.H. et al. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. **Journal of Bone Joint Surgery American**. 1980; 62 (3): 354-363.
45. UBIA-FRANCH,O. Alteraciones de la marcha en el anciano. **Revista de Neurologia**. 2000; 31 (1): 80-83.
46. WINTER,D.A. Kinetics. In: UNIVERSITY OF WATERLOO PRESS (ed). **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. Second. ed., Waterloo, University of Waterloo Press. 1991, p.35-49.
47. WINTER,D.A. et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**. 1990; 70 (6): 340-347.
48. WOLFSON,L. et al. Gait assessment in the elderly: A gait abnormality rating scale and its relation to falls. **Journal of Gerontology**. 1990; 45 (1): M12-19.
49. WOO,J. et al. Age-associated gait changes in the elderly: Pathological or physiological? **Neuroepidemiology**. 1995; 14 (2): 65-71.