

RENATO GUILHERME TREDE FILHO

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA DE IDOSOS COM E SEM
HISTÓRIA DE QUEDAS RECORRENTES**

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

RENATO GUILHERME TREDE FILHO

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA DE IDOSOS COM E SEM
HISTÓRIA DE QUEDAS RECORRENTES**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, 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.

Orientadora: Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood.

Co-orientadora: Profa. Dra. Leani Souza Máximo Pereira.

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2008

Aos meus pais, pelo amor e apoio incondicional. À minha irmã caçula, por sempre levar a culpa. À Marina, pelo amor e compreensão mesmo durante minha ausência. E à Priscila, por todo apoio, amizade e orientação. Ao amigo para qualquer momento, Valdir.

AGRADECIMENTOS

À Prof.^a Dr.^a Renata Noce Kirkwood, pela grande oportunidade de realizar um sonho, por me receber em sua casa nos mais diversos horários, pela autonomia no laboratório de análise do movimento que muitas vezes pensei ser minha casa, pela orientação durante este longo caminho de aprendizado que nunca tem fim.

À Prof.^a Dr.^a Leani Souza Máximo Pereira, por aceitar participar deste trabalho, trazendo consigo toda sabedoria, experiência e profissionalismo na complexa área da gerontologia.

Ao Scott Alexander Kirkwood, M.Sc., por toda dedicação, paciência e empenho para desenvolver uma ferramenta prática e completa para o processamento dos dados deste trabalho.

À grande amiga Priscila Albuquerque de Araújo, que participou em cada palavra dessa dissertação, muitas vezes deixando de seguir seu caminho para me ajudar a cruzar os obstáculos desse árduo trabalho. Minha gratidão vai muito além das páginas deste volume.

À Prof.^a Ligia de Loiola Cisneros, por me apresentar à diabetologia, pela disponibilidade, suporte, pelos sábios conselhos, por acreditar e incentivar minhas engenhocas. Com certeza você é a madrinha da BIOMECH!

Aos meus sócios Rafael e Thales, que sempre me apoiaram nesta jornada. Em especial ao Thales, pelo suporte estatístico e filosófico que guiaram este trabalho.

À Mariana Alencar e Paula Arantes, que me ajudaram a dominar a metodologia deste trabalho e gentilmente cederam parte dos valiosos dados para análise.

Ao Henrique, ajuda fundamental para o sucesso das coletas de dados, sempre disponível e pronto a ajudar. Acredito muito no seu potencial!

Aos colegas de trabalho da Faculdade Pitágoras, em especial ao Márcio Meira Brandão, com toda sua compreensão e disposição para ajudar seja qual for o problema.

Aos colegas de mestrado, Andréa, Cecília, Cris, Dani Gomes, Dani Soares, Erika, Gabi, Ian, Louise, Neto, Paty e ao meu grande parceiro, Warley.

A todos os professores do programa de mestrado da UFMG, especialmente Luci e Raquel pelo apoio nesta fase final.

À Marilane, sempre disposta a solucionar nossos pedidos com rapidez e competência sem igual.

A todos os voluntários que se disponibilizaram para a execução do projeto.

Resumo

A ocorrência de quedas na população idosa é comum e têm como conseqüências o aumento da morbidade e mortalidade. A etiologia das quedas em idosos é multifatorial. Entretanto, estudos vêm demonstrando que 55% das quedas estão relacionados com alterações da marcha. É possível que indivíduos idosos que sofreram quedas, não estejam aptos a ativar as estratégias musculares necessárias para se protegerem contra as quedas. Portanto, o objetivo do presente estudo foi determinar a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral (BF) tibial anterior (TA), gastrocnêmio (GAS) e sóleo (SOL) durante a marcha entre um grupo de idosos com e sem história de quedas. Foram avaliadas 42 idosas, 21 com história de quedas recorrentes com idade 73,81 anos (5,35) e 21 idosas não caidoras, com idade média de 71,05 anos (4,2). Para o registro eletromiográfico foi usado o sistema MP150 (*Biopac System*®) com quatro eletrodos ativos de superfície, pré-amplificados e com configuração bipolar posicionados sobre os pontos de maior volume muscular definidos por palpação do ventre muscular durante uma contração isométrica. As variáveis demográficas como idade e índice de massa corporal e as variáveis tempo do ciclo da marcha, período total da ativação muscular, período de co-contração muscular e latência dos músculos BF, TA, GAS e SOL, extraídas durante o ciclo da marcha foram comparadas entre grupos. Para a análise estatística foi utilizado o Teste-t de student para variáveis com distribuição normal e o teste exato de Mann-Whitney na ausência de normalidade. Foi realizada uma análise de regressão logística com objetivo de determinar se alguma das variáveis do estudo poderia ser preditiva da variável catégoria grupo ou medo de quedas. O nível de significância considerado foi de 5%. Os resultados mostraram uma diferença

significativa ($p < .05$) para a latência do músculo GAS entre grupos. O grupo de idosas caídas ativou tardiamente o músculo GAS (27,72% do ciclo) em relação ao grupo de idosas não caídas (24,75% do ciclo). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa para as outras variáveis analisadas. A ativação tardia do músculo GAS na fase de apoio da marcha pode levar a uma maior instabilidade nessa fase, uma vez que o músculo GAS é um importante desacelerador do tronco durante o apoio unipodal. Esse achado também sugere que a latência do músculo GAS é uma característica intrínseca da marcha do idoso caído. Outro resultado observado foram os valores do coeficiente de variação, menores no grupo de idosas caídas em relação ao grupo de idosas não caídas em todos os sinais eletromiográficos investigados. A pouca variabilidade apresentada por este grupo, pode ser responsável pela redução no número de respostas neuromusculares que garantiriam uma boa estabilidade durante a fase de apoio da marcha. Clinicamente, os resultados do presente estudo mostram a importância de estimular a musculatura flexora plantar do tornozelo, com o objetivo de melhorar a resposta muscular durante a marcha. Mais estudos focados na análise eletromiográfica de outros grupos musculares serão importantes para a compreensão de outros mecanismos ausentes ou compensatórios que podem ocorrer durante a marcha do idoso caído.

Palavras-chave: idosos, marcha, quedas recorrentes, eletromiografia, músculos dos membros inferiores.

Abstract

The occurrence of falls in the elderly population is frequent and results in increased morbidity and mortality. The etiology of falls in the elderly is multifactorial. However, studies have been demonstrating that 55% of the falls are related to gait alterations. It is possible that elderly individuals who suffered falls are not able to use the muscle activation strategies that are necessary to prevent falls. Therefore, the aim of the present study was to investigate differences in the electromyographic activity of the muscles biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), gastrocnemius (GAS) and soleus (SOL) during walking between a group of elderly individuals with history of falls and elderly with no history of falls. Forty-two elderly women were evaluated. Twenty-one elderly women had history of recurrent falls and mean age of 73.81 (5.35) years and 21 were non-faller elderly women with mean age of 71.05 (4.20) years. Electromyographic data were obtained using the MP150 system (Biopac System[®]) with four bipolar and pre-amplified active surface electrodes placed on the skin area with greater muscle volume, defined by means of palpation of the muscle belly during an isometric contraction. Demographic variables such as age and body mass index and the variables gait cycle duration, total period of muscle activity, period of muscular co-contraction and latency of the BF, TA, GAS and SOL muscles measured during the gait cycle, were compared between the groups. Student's t-tests were used for statistical analyses of the variables with normal distribution and Mann-Whitney exact tests were used for analyses of the variables without normal distribution. A logistic regression analysis was carried out in order to investigate if any of the outcome variables were predictive of the categorical variables group or fear of falling. The level of significance was set at 5%. The results revealed a significant

difference between the groups ($p < .05$) for GAS latency. The group of elderly fallers presented a delayed activation of the GAS (27.72% of the cycle) in comparison to the group of non-fallers (24.75% of the cycle). Significant differences were not found for the other variables analyzed. The delayed activation of the GAS during the stance phase of walking may result in increased instability in this period since GAS works as an important decelerator of the trunk during single stance. This finding also suggests that GAS latency is an intrinsic characteristic of the gait of elderly fallers. It was also observed that the values of coefficient of variation were smaller in the group of elderly fallers in comparison to the group of non-fallers, for all investigated electromyographic variables. The decreased variability presented by this group may be responsible for the reduction of the adaptive neuromuscular responses which guarantee stability during the stance phase of walking. Clinically, our results show the importance of improving function of the plantar flexors muscles to enhance muscle responses during gait. Further studies focused on the electromyographic analysis of other muscle groups will be relevant for the understanding of other absent or compensatory mechanisms which might occur during the elderly faller gait.

Keywords: elderly, gait, recurrent falls, electromyography, lower extremity muscles.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM – Amplitude de Movimento

EMG – Eletromiografia

CV – Coeficiente de Variação

TA – Tibial Anterior

GAS – Gastrocnêmio

SOL – Sóleo

BF – Bíceps Femoral

TTA – Tuberosidade Tibial Anterior

VL – Vasto Lateral

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	INTRODUÇÃO	11
1.1.	OBJETIVOS	19
CAPÍTULO 2	MATERIAIS E MÉTODOS	20
2.1.	TIPO DE ESTUDO	20
2.2.	AMOSTRA	20
2.3.	INSTRUMENTAÇÃO	21
2.4.	PROCEDIMENTOS	22
2.5.	REDUÇÃO DOS DADOS	24
2.6.	ANÁLISE DOS DADOS	28
CAPÍTULO 3	RESULTADOS	29
CAPÍTULO 4	DISCUSSÃO	35
CAPÍTULO 5	CONCLUSÃO	43
CAPÍTULO 6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45
ANEXO 1		52
ANEXO 2		57

Capítulo 1 INTRODUÇÃO

A queda é definida como um deslocamento não-intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais comprometendo a estabilidade ^{1,2}. A ocorrência de quedas na população idosa é comum. Sua incidência aumenta com a idade e é mais freqüente no sexo feminino ³. A maior suscetibilidade dos idosos a sofrerem lesões decorrentes de uma queda se deve a alta prevalência de comorbidades presentes nesta população, associada ao declínio funcional decorrente do processo de envelhecimento, como o aumento do tempo de reação e a diminuição da eficácia das estratégias motoras de equilíbrio corporal, fazendo de uma queda leve, um evento potencialmente perigoso ³.

As quedas em idosos têm como conseqüências, além de possíveis fraturas, o risco de morte, o medo de cair, a restrição de atividades, o declínio da saúde e o aumento do risco de institucionalização ^{3,4}. Aproximadamente 15% das quedas ocasionam trauma importante, sendo de 5 a 10% fraturas e de 1 a 3% fraturas da extremidade proximal do fêmur. Cerca de 90% das fraturas de fêmur são secundárias às quedas ⁵. Além da osteoporose, outros fatores como a redução da massa muscular e do tecido adiposo que funcionam como camadas protetoras para os ossos aumentam o risco de fraturas ⁶. A fratura proximal do fêmur é causa importante de morbidade e mortalidade em idosos, responsabilizando-se por grande parte das internações e gastos com a saúde. Idosos que sofreram fratura de quadril experimentam uma redução de 10 a 15% na sua expectativa de vida, além da piora global na sua qualidade de vida. Segundo Cunha e Veado (2006), 25% dos idosos com fratura de quadril falecem no período de um ano ⁷.

No Brasil, a incidência de quedas segue os padrões relatados no exterior. Cerca de 29% dos idosos acima de 65 anos de idade caem ao menos uma vez ao ano, sendo que destes, 14% tornam-se caidores recorrente ^{3,8,9}.

A etiologia das quedas em idosos é multifatorial ^{10,11}. 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 ¹²⁻¹⁴. As circunstâncias em que as quedas ocorrem, são comumente subdivididas na literatura em quedas acidentais e não acidentais. As quedas acidentais são aquelas decorrentes de uma causa extrínseca ao indivíduo, em geral pela presença de um fator de risco ambiental danoso, como um piso escorregadio, um degrau sem sinalização ou devido a atitudes de risco como, por exemplo, subir em bancos para alcançar objetos ³. Em contrapartida, as quedas não acidentais estão relacionadas a fatores etiológicos intrínsecos como doenças crônicas, poli farmácia, hipotensão postural, déficits sensoriais, dentre outros ³.

As alterações da marcha em idosos estão associadas a desordens neurológicas de níveis central e periférico, a alterações do sistema muscular e ortopédico, ou relacionadas diretamente com a idade ^{15,16}. Tem sido demonstrado que idosos tendem a diminuir a velocidade da marcha e o tamanho da passada; a aumentar a base de suporte e o tempo de permanência na fase de duplo apoio como estratégia para ganho de estabilidade ¹⁷.

A marcha é o resultado de uma série cíclica de movimentos, caracterizados por momentos de instabilidade, que impulsionam o corpo à frente. O ciclo da marcha corresponde a uma passada, sendo determinado pelo contato inicial de um membro inferior ao próximo contato inicial do mesmo membro. A passada é dividida

em fase de apoio e fase de oscilação. Dentro da fase de apoio, que corresponde a 60% do ciclo, ocorrem as subfases de contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-oscilação. A fase de oscilação corresponde aos 40% restantes e se subdivide em oscilação inicial, média e final ^{18,19}.

A partir da sétima década de vida, a velocidade da marcha diminui de 16% a 20% por década ^{11,20}. De acordo com Maki (1997), a diminuição da velocidade, do comprimento da passada e o aumento do tempo da fase de apoio, são estratégias para ganho de estabilidade e adaptações do idoso relacionadas ao medo de cair ¹¹. Chamberlin *et al* (2005) e Thies *et al* (2005) confirmaram que essas são estratégias conservadoras do idoso para ganho de estabilidade e que estão associadas ao medo de quedas ^{16,21}. Maki (1997) ainda sustenta a hipótese de que o fator independente preditor de quedas no idoso é a variabilidade no controle dos parâmetros temporais e espaciais (velocidade, tempo da fase de apoio e comprimento da passada) durante a marcha. Um pequeno aumento no desvio padrão dessas variáveis aumenta em duas vezes a chance de quedas ¹¹.

As variabilidades temporais da marcha são flutuações nas variáveis velocidade, tempo da fase de apoio, balanço e suporte duplo, enquanto as espaciais são flutuações no tamanho da largura do passo, passada e da base de suporte. 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 ^{22,23}. Já o comprimento do passo e o tempo da passada são controlados por mecanismos musculares que geram o padrão da marcha ²⁴.

Os músculos são os maiores geradores do momento de força e da amplitude articular que resulta no movimento. Estudos mostram que idosos que sofreram quedas apresentam redução na amplitude de movimento (ADM) das articulações do

quadril e tornozelo ^{24,25}, com perda significativa de dorsiflexão e flexão plantar no final da fase de apoio terminal e pré-oscilação, respectivamente, quando comparados com o grupo de não caidores ²⁶. Similarmente, na articulação do quadril, os caidores apresentaram um aumento da flexão ao choque de calcanhar e diminuição da extensão nas fases de apoio terminal e pré-oscilação, gerando uma amplitude total de movimento do quadril no plano sagital significativamente menor, quando comparados aos idosos que não sofreram quedas ^{26 27}. Na articulação do joelho ocorre uma perda de ADM em todo o ciclo da marcha ²⁸, entretanto, estudos comparativos entre idosos assintomáticos e idosos com história de quedas ainda não foram descritos.

As alterações nas amplitudes de movimento das articulações do quadril e joelho durante a marcha associadas ao aumento da base de suporte constituem estratégias e mecanismos compensatórios para abaixar o centro de gravidade e melhorar a estabilidade da deambulação ²⁹.

Somado a isso, em estudos cinéticos já foi determinado que tanto o momento interno de extensão do quadril quanto o de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo são significativamente menores em idosos caidores, quando comparados com idosos sem história de quedas ³⁰. Kemoun *et al* (2000) demonstraram um atraso no pico do 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 comparados com um grupo de idosos não caidores ⁸. Os autores concluíram que a perda de amplitude de dorsiflexão no início da fase de oscilação predispõe ao aumento de quedas acidentais ⁸.

Os músculos são compostos por fibras musculares unidas funcionalmente em unidades motoras ³¹. As unidades motoras têm a propriedade de excitabilidade e

são, portanto, passíveis de despolarização e de repolarização a partir de um potencial de ação ³². A ocorrência de processos químicos de diferença potencial pode ser captada por um eletromiógrafo, e entendida como um sinal de atividade muscular. Esse sinal, denominado sinal eletromiográfico, é formado pelo somatório dos potenciais de ação das unidades motoras subjacentes ao captador e é visualizado em um eletromiograma. O estudo do eletromiograma denomina-se Eletromiografia (EMG) ³³.

A EMG cinesiológica de superfície vem sendo aplicada há mais de 50 anos e tem como foco a temporalidade e a magnitude da ativação muscular ^{34,35}, adicionando informações qualitativas e quantitativas da análise da atividade muscular, principalmente em estudos direcionados à marcha ^{18,36,37}. A validade e a precisão desta medida dependem do processo de detecção dos sinais, cujas variáveis incluem o tamanho, distância e disposição dos eletrodos e a preparação da pele para minimizar a impedância ³⁸.

A análise pela temporalidade considera o músculo ativo ou não. Normalmente, estar ativo significa atividade a um valor acima de um nível pré-estabelecido. Caso contrário, considera-se que o músculo está sem atividade. Uma outra análise é expressar a atividade muscular em porcentagem da quantidade de atividade captada durante uma contração voluntária máxima de um músculo em estudo. Esse tipo de análise fornece a magnitude da ativação de um determinado músculo durante o ciclo da marcha ³⁶.

A maioria dos músculos da extremidade inferior apresentam de um a dois picos de atividade elétrica com duração entre 100 a 400 milissegundos durante o ciclo da marcha ¹⁹. Em adultos, já foi demonstrado que o músculo tibial anterior apresenta um primeiro pico de maior magnitude ocorrendo após o contato inicial,

com o objetivo de controlar excentricamente o aplainamento do pé, e um segundo pico ocorrendo no início da fase de oscilação, com o objetivo de liberar os dedos do chão permitindo a progressão anterior do membro ^{19,29}. Os músculos flexores plantares (gastrocnêmio e sóleo), apresentam atividade de 10 a 50% do ciclo da marcha, com início logo após a retirada do pé do lado oposto para controlar excentricamente a progressão da tibia sobre o pé. Um segundo pico de ativação, de máxima magnitude, ocorre no final da fase de apoio terminal, gerando um momento de força de flexão plantar, impulsionando o corpo para frente ^{19,29}.

Na articulação do joelho, o maior pico de atividade é do músculo quadríceps, ocorrendo logo após o contato inicial, tendo a função de controlar excentricamente a flexão de joelho evitando o colapso do membro de apoio ¹⁸. Já no quadril, os grupos musculares extensores, flexores e abdutores exercem um papel importante durante o ciclo da marcha. A maior ativação dos extensores ocorre logo após o choque de calcanhar e corresponde ao momento em que o quadril começa a ganhar amplitude de extensão. Os flexores entram em ação antes do desprendimento dos dedos do chão, freando a extensão do quadril e iniciando uma contração concêntrica, preparando o quadril para a flexão da fase de oscilação. Os abdutores tem o papel importante de estabilizar a pelve e impedir a queda da pelve oposta na fase de apoio médio ^{19,29}.

Num estudo comparativo entre mulheres jovens, de 18 a 38 anos, e mulheres idosas, de 64 a 74 anos, foi observada uma maior atividade dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, bíceps femoral e fibular longo no grupo de idosas, principalmente na fase de contato inicial. Os autores sugeriram que o aumento da atividade está associado ao esforço do idoso em ganhar maior estabilidade nas fases iniciais de apoio ³⁹.

Similarmente, Brown *et al* (2002) mostraram que em situações ameaçadoras, o mecanismo muscular de adaptação de um grupo de idosos saudáveis gerava níveis de atividades musculares diferentes quando comparadas com um grupo de jovens. Especificamente, os níveis de atividade dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio aumentaram significativamente quando comparado com o grupo de jovens. De acordo com os autores, esse achado representa uma estratégia muscular distal, usada pelos idosos saudáveis na presença de ambientes propícios a quedas, que leva a uma diminuição da velocidade angular e aumenta a estabilidade durante a marcha ²⁶.

Através da dinâmica direta aplicada em modelos biomecânicos, estudos já demonstraram a importância dos músculos gastrocnêmio e sóleo na manutenção da estabilidade e da progressão do corpo à frente durante as várias fases da marcha ⁴⁰⁻⁴². Durante a fase inicial de apoio unipodal, a principal função dos músculos gastrocnêmio e sóleo seria promover estabilidade desacelerando o deslocamento anterior do tronco. Nas fases de apoio terminal e pré-oscilação, os autores demonstraram que tanto o gastrocnêmio quanto o sóleo são importantes músculos estabilizadores e promotores da progressão, como já descrito anteriormente ^{13,43,44}. Estes estudos demonstraram também que a quantidade de energia produzida pelo gastrocnêmio e destinada aos membros inferiores 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 as fases de apoio terminal e pré-oscilação ⁴⁰⁻⁴². Além disso, os autores determinaram que o músculo sóleo é o único estabilizador da perna nesse período, desacelerando a tibia à frente do pé. Nesse momento, de

acordo com a simulação biomecânica estudada, o músculo gastrocnêmio estaria acelerando o joelho em flexão junto com os músculos quadríceps e bíceps femoral, ou seja, agindo de maneira antagonista 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 deste, o mecanismo compensador seria talvez um aumento da atividade do músculo quadríceps⁴⁰⁻⁴², como já observado por outros autores^{45,46}.

É possível que os indivíduos idosos não estejam aptos a ativar as estratégias necessárias para se protegerem contra as quedas. Considerando a variabilidade da marcha em idosos caidores, quais são as estratégias musculares ou os mecanismos compensatórios que estão ausentes? Uma hipótese seria que idosos caidores, por ausência ou atraso na atividade dos músculos sóleo e gastrocnêmio, não estão aptos a 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. Somado a isso, não foram encontrados estudos eletromiográficos comparando idosos assintomáticos com idosos com história de quedas durante a marcha.

Portanto, o objetivo do presente estudo é caracterizar a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio (GAS) e sóleo (SOL) durante a marcha de um grupo de idosos caidores, e comparar com um grupo de idosos sem história de quedas. A expectativa é poder reconhecer possíveis mecanismos compensatórios e/ou ausentes em idosos com história de quedas.

1.1. OBJETIVOS

Geral: Comparar o padrão de ativação muscular dos músculos BF, TA, GAS e SOL durante a marcha entre um grupo de idosas com história de quedas e um grupo de idosas sem história de quedas recorrentes.

Específico:

1. Comparar a média de duração do ciclo da marcha em segundos entre o grupo com e sem história de quedas.
2. Comparar o tempo total de ativação dos músculos BF, TA, GAS e SOL durante o ciclo da marcha entre o grupo com e sem história de quedas.
3. Comparar a latência (intervalo entre o choque de calcanhar e o início da atividade muscular em %) dos músculos BF, TA, GAS e SOL entre o grupo com e sem história de quedas.
4. Comparar o período de co-contração (%) entre os pares musculares TA/GAS e TA/SOL entre o grupo com e sem história de quedas.

Capítulo 2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. TIPO DE ESTUDO

Foi realizado um estudo observacional com corte transversal.

2.2. AMOSTRA

Quarenta e duas idosas comunitárias, 21 com história de quedas acidentais recorrentes e 21 sem história de quedas participaram do estudo. O cálculo amostral foi baseado em teste piloto com 10 participantes, considerando um nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 80%⁴⁷. O resultado foi de 21 indivíduos em cada grupo.

As idosas foram recrutadas das comunidades e centros de convivência de Belo Horizonte. Os critérios de inclusão para os dois grupos foram: A) ser do sexo feminino. B) ter idade igual ou superior a 65 anos. C) ser capaz de deambular sem ajuda humana ou mecânica. Os critérios de exclusão para os dois grupos foram: A) apresentar história prévia de cirurgia de membro inferior. B) ter doenças reumáticas, ortopédicas agudizadas ou neurológicas com seqüelas motoras. C) ter distúrbios vestibulares. D) ter deficiência auditiva e/ou visual grave não corrigida. E) ter desordens cardiovasculares que afetassem a marcha.

Os critérios de inclusão para o grupo de idosos com história de queda foram: A) ter sofrido nos últimos doze meses pelo menos dois episódios de quedas acidentais. Os critérios de exclusão para o grupo de idosas com história de queda foram: A) ter caído por doença aguda, síncope, hipotensão postural, desordens

metabólicas e/ou efeito adverso ou interação medicamentosas. B) Desconhecer o motivo da queda. Os critérios de inclusão para idosas sem história de quedas foram: A) não ter história de quedas acidentais ou não acidentais.

2.3. INSTRUMENTAÇÃO

Para o registro da atividade elétrica muscular foi utilizado o Eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*[®], *Goleta, Califórnia*), conectado a um microcomputador. Este aparelho possui impedância de entrada de 2 mega Ohms (M Ω) e capacidade de Rejeição do Modo Comum de 110 decibéis (dB). Foram utilizados quatro eletrodos ativos de superfície (TSD-150A/B *Biopac System*[®]) pré-amplificados e com configuração bipolar para captação do sinal eletromiográfico. Estes eletrodos possuem 11,4 mm de diâmetro e distância intereletrodos de 3 cm centro a centro, que foram colocados sobre a pele, com disposição paralela às fibras musculares. Um eletrodo passivo de Ag/AgCl em forma de disco foi usado como referência ou terra. Este sistema captou e registrou a atividade mioelétrica dos músculos bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio (GAS) e sóleo (SOL).

Dois footswitches (*Heel/Toe strike Transducer - Biopac Systems*[®], *Goleta, Califórnia*) foram usados para determinar o momento exato do contato inicial e perda do contato do pé com o solo durante a marcha, determinando assim o ciclo 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 ± 1 volt. Sem pressão, o sistema retorna ao repouso. Os sensores foram conectados ao

eletromiógrafo através da interface RJ11 e aderido ao calcanhar e primeiro metatarso por fita dupla face e micropore.

Os dados foram coletados através do software *AcqKnowledge* (*Biopac Systems*[®], *Goleta, Califórnia*) em uma frequência de coleta de 1000 Hz, ganho de 350 vezes, por um período de coleta de 10 segundos. Após a coleta os dados foram armazenados para análise.

2.4. PROCEDIMENTOS

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, COEP (ETIC 088/04). As participantes foram instruídas a respeito dos objetivos da pesquisa e assinaram um termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1).

Os eletrodos foram preparados anteriormente à chegada da participante: primeiramente foram numerados de 1 a 4, sendo 1 para o (TA), 2 para o (GAS), 3 para o (SOL) e 4 para o (BF). Depois, os eletrodos foram limpos com álcool absoluto e foi aderida fita dupla face entre os eletrodos para evitar a vibração dos mesmos após fixação³⁶.

Primeiramente, foi aplicado um questionário clínico sócio-demográfico para a caracterização da amostra quanto ao perfil das participantes e a delimitação dos grupos quanto aos critérios de inclusão e exclusão (Anexo 2). Foi questionado às idosas o número de quedas durante o último ano, se ela sentia medo de cair, sua data de nascimento, estado civil, massa corporal, altura, uso de medicamentos, nível de escolaridade entre outras. Como padronização, o membro avaliado foi o

dominante, que foi definido perguntando ao voluntário com qual membro ele chutaria uma bola ⁴⁸.

Em seguida as participantes vestiram uma bermuda de lycra fornecida pelo pesquisador. Os eletrodos foram então fixados por micropore e fita dupla face sobre a pele limpa através da fricção do algodão embebido em álcool absoluto durante 10 segundos, diminuindo assim a impedância da pele. Os eletrodos ativos foram posicionados sobre os pontos de maior volume muscular definidos por palpação do ventre muscular durante uma contração isométrica, conforme sugerido por Cram *et al* (1998)³⁶. No músculo TA, o eletrodo foi fixado paralelamente à tibia no segundo quarto proximal da distância entre o joelho e o maléolo lateral. A voluntária realizou uma dorsiflexão contra resistência em decúbito dorsal. Para detectar o ventre medial do GAS, a voluntária elevou-se na ponta dos pés a partir da posição ortostática e manteve-se nesta posição. O eletrodo foi posicionado na face póstero-medial da perna, aproximadamente quatro centímetros abaixo da fossa poplítea. No músculo SOL, o eletrodo foi 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°. No músculo BF, o eletrodo foi fixado lateralmente na face posterior da coxa, a dois terços de distância da linha glútea. A contração isométrica para este músculo foi realizada em decúbito ventral, com o joelho fletido a 90° e o membro inferior rodado lateralmente. O eletrodo de referência ou terra foi posicionado na tuberosidade tibial anterior (TTA) ipsilateral, para minimizar a presença de artefatos nos registros eletromiográficos ³⁶.

O footswitch foi aderido à planta do pé, e os fios dos eletrodos foram separados e presos ao nível da pelve por uma tira de velcro aderida à bermuda da participante, reduzindo a interferência causada pelo campo eletromagnético gerado

por cada fio. A participante foi instruída a caminhar sobre um piso emborrachado de 6 metros de comprimento por 1 metro de largura para familiarizar-se com o ambiente. Essa distância permitiu a captação de quatro passadas completas. Todas as participantes deambularam descalças.

Foram coletadas 10 voltas por participante, com duração de 10 segundos cada uma. Ao comando verbal “prepare-se, vai!”, iniciava-se a marcha. Caso a participante apresentasse cansaço, era permitido um intervalo de descanso de até 10 minutos. Ao final da coleta os dados foram checados visualmente, e caso não apresentem problemas, a voluntária era dispensada. O tempo total de coleta foi de aproximadamente 1 hora e 30 minutos.

2.5. REDUÇÃO DOS DADOS

Os dados foram captados pelo software *AcqKnowledge (Biopac Systems®)*, *Goleta, Califórnia* (Figura 1) e transferidos para o programa PlotEMG (desenvolvido em linguagem *Python* pela empresa ForUsers Tecnologia Ltda.) para o processamento.

O dado bruto foi selecionado na tela principal do programa e foi realizada a conferência da seqüência dos músculos (Figura 2). Em seguida, foram selecionados os parâmetros para o processamento como se segue: retificação e corte do sinal com filtro passa-baixa com freqüência de 6 Hz gerando o envelope linear ²⁹. Normalização em 101 pontos a partir do contato inicial do pé do membro inferior avaliado até o próximo contato do mesmo pé, usando as informações do footswitch. Normalização da amplitude do sinal eletromiográfico pelo maior pico nestes 101 pontos (Figura 3). O músculo foi considerado ativo quando a magnitude do sinal

eletromiográfico ultrapassava dois desvios padrão da amplitude mínima da média do sinal por indivíduo, sendo considerado sem atividade quando o sinal estava abaixo dos desvios padrão estabelecidos ⁴⁹. Em situações onde o processamento inicial não foi capaz de identificar os momentos de atividade muscular, o músculo foi considerado ativo quando a magnitude do sinal eletromiográfico ultrapassava 20% da amplitude mínima da média do sinal por indivíduo ⁴⁹. Após o processamento do sinal e definidos os momentos em que os músculos permaneciam ativos (figura 4), os dados foram exportados e organizados em uma planilha do programa Microsoft Office Excel 2003 (*Microsoft Corporation*) para análise estatística.

Figura 1 Aquisição do sinal eletromiográfico bruto pelo software *AcqKnowledge*.

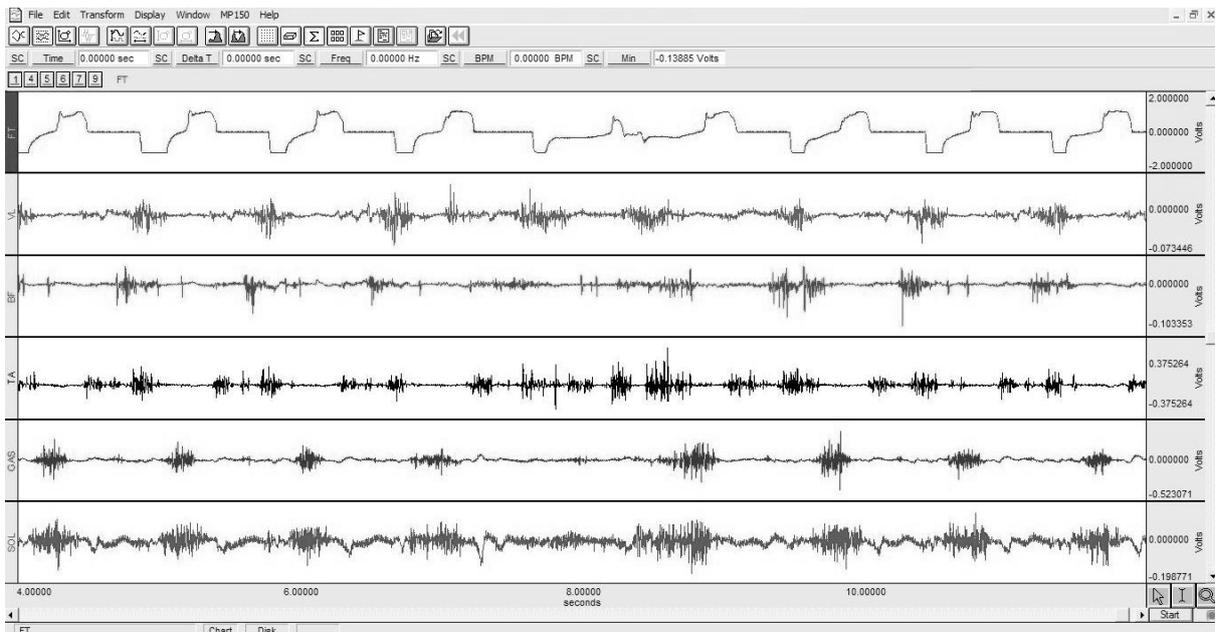


Figura 2 Tela inicial do programa PlotEMG.

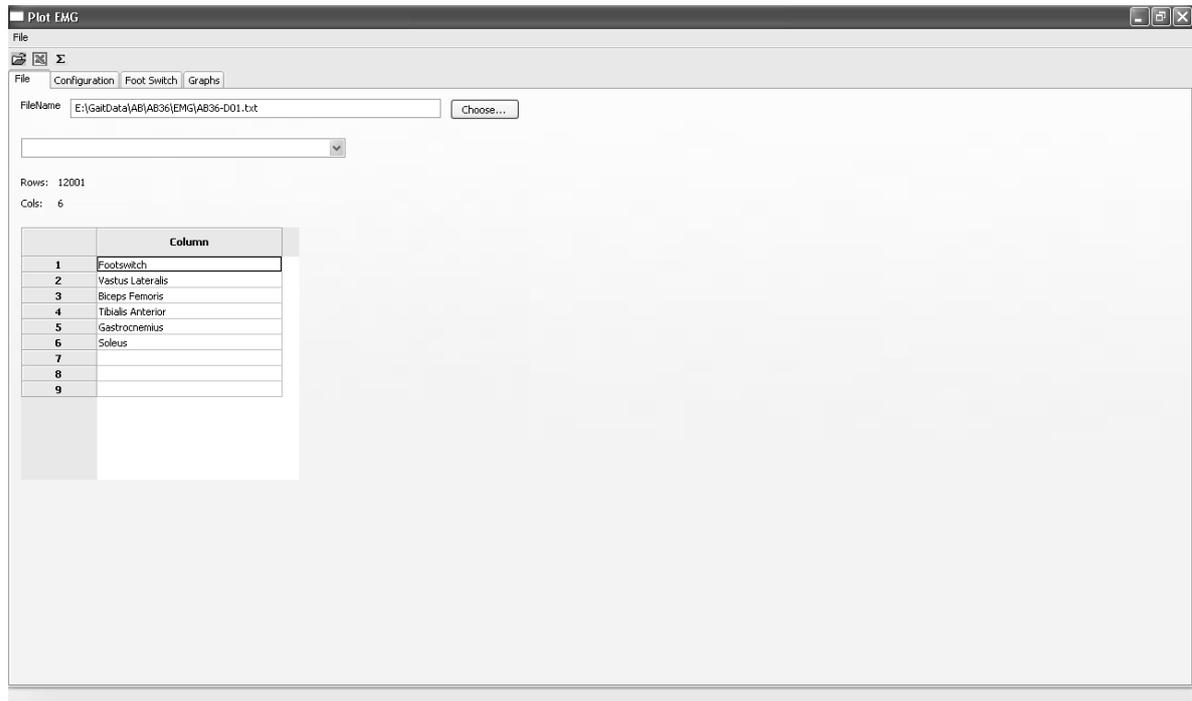


Figura 3 Tela de configuração dos parâmetros para processamento do sinal.

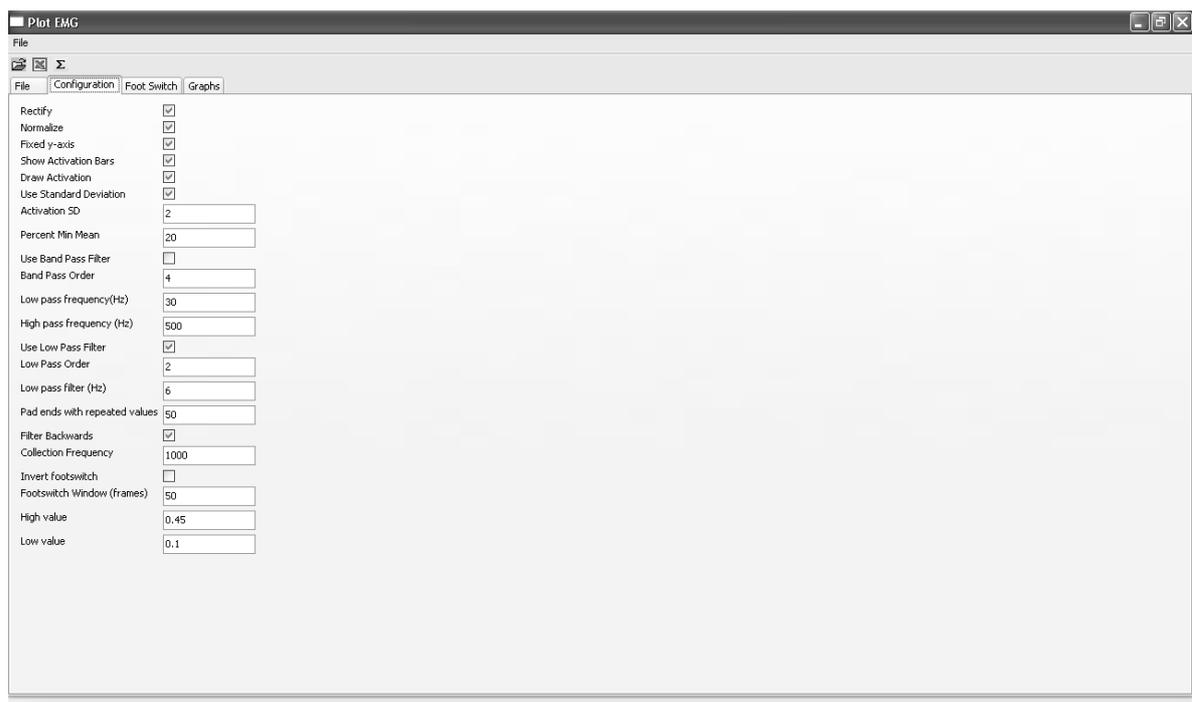
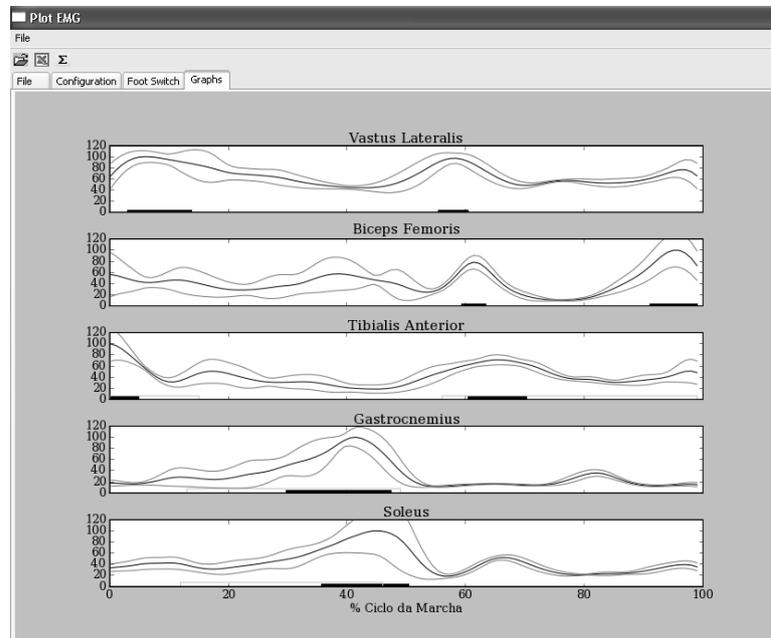


Figura 4 Sinal eletromiográfico processado pelo PlotEMG.



Para a obtenção dos períodos de co-contração, foi desenvolvida uma rotina automatizada baseada em teste lógico no programa Microsoft Office Excel 2007 (*Microsoft Corporation*) que identificava os momentos de ativação comum entre pares musculares (TA/SOL e TA/GAS) para cada passada de cada indivíduo. A média do período de co-contração para cada indivíduo foi calculada e exportada individualmente para a planilha única em Excel que continha os dados para a análise estatística.

Os registros foram analisados quanto ao período total de ativação muscular (%) durante o ciclo da marcha, a latência (intervalo entre o choque de calcanhar e o início da atividade muscular em %) e à média do período de co-contração entre os

pares musculares TA/GAS e TA/SOL expressa em porcentagem. Em relação ao ciclo da marcha foi analisada a média de duração do ciclo da marcha, em segundos.

2.6. ANÁLISE DOS DADOS

A análise dos dados foi realizada através do pacote estatístico SPSS versão 15.0 (SPSS Inc. Chicago, Illinois). Inicialmente, as variáveis foram avaliadas quanto à normalidade através do teste Kolmogorov-Smirnov. As variáveis com distribuição normal foram comparadas entre grupos utilizando o Teste-t de *student* para grupos independentes. As variáveis que não apresentaram distribuição normal foram comparadas utilizando o teste exato de Mann-Whitney. Foi realizada uma análise de regressão logística com o objetivo de determinar se alguma das variáveis do estudo poderia ser preditiva das variáveis categóricas grupo ou medo de quedas. Todos os dados foram analisados considerando-se um nível de significância de 5%.

Capítulo 3 RESULTADOS

Foram avaliadas 21 idosas caidoras, idade média de 73,81 anos ($\pm 5,35$) e 21 idosas não caidoras, com idade média de 71,05 anos ($\pm 4,2$). Essa diferença entre grupos não foi significativa ($t(42) = -1,860, p > .05$). No grupo de idosas caidoras foram relatadas em média 3,14 (1,46) quedas por indivíduo no último ano. As circunstâncias das quedas variavam entre tropeços 55,56% e escorregões 44,44%. Não foi encontrada diferença significativa entre grupos em relação às variáveis massa corporal ($t(42) = 0,831, p > .05$) e IMC ($U = 253.50, p > .05$).

Quando questionadas sobre o medo de quedas, 61,9% (13/21) das idosas não caidoras relataram que não tinham medo e 38,1% (8/21) relataram medo de cair. No grupo de idosas caidoras, 33,33% (7/21) relataram não ter medo e 66,67% (14/21) responderam ter medo de cair. A análise de regressão logística mostrou que nenhuma das variáveis temporais eletromiográficas investigadas foram capazes de prever o medo de quedas ou ser ou não do grupo caidor.

Os resultados da comparação entre grupos das variáveis eletromiográficas e temporal do ciclo da marcha encontram-se na Tabela 1. Embora a média de duração do ciclo da marcha do grupo caidor ($1,2 \pm 0,11s$) tenha sido maior do que no grupo não caidor ($1,1 \pm 0,13s$), essa diferença não foi estatisticamente significativa ($t(42) = -1,936, p > .05$).

Tabela 1 Comparação entre grupos das variáveis eletromiográficas e temporal do ciclo da marcha (n=42).

Variáveis		não caidoras (n=21)	caidoras (n=21)	p	IC 95%
Período total de ativação muscular (%)	BF	19,9 ($\pm 8,12$) ¹	21,78 ($\pm 8,62$) ¹	0,47	-7,11 a 3,34
	TA	20,27 ($\pm 8,06$) ¹	21,41 ($\pm 9,86$) ¹	0,69	-6,75 a 4,49
	GAS	20,98 ($\pm 4,60$) ¹	20,32 ($\pm 5,99$) ¹	0,69	-2,67 a 3,99
	SOL	23,22 ($\pm 5,12$) ¹	21,88 ($\pm 7,05$) ¹	0,49	-2,57 a 5,25
Período de co-contração muscular (%)	TA/GAS	0,00 ²	0,00 ²	0,57	-
	TA/SOL	0,00 ²	0,00 ²	0,22	-
Latência (%)	BF	0,00 ²	0,00 ²	0,63	-
	TA	0,00 ²	0,00 ²	0,63	-
	GAS	24,75²	27,72²	0,03*	-
	SOL	22,77 ($\pm 9,24$) ¹	21,17 ($\pm 10,94$) ¹	0,61	-4,81 a 8,02

* diferença estatisticamente significativa (p<0,05)

¹ Média² Mediana

BF – Bíceps Femoral, TA- Tibial Anterior, GAS- Gastrocnêmio, SOL- Sóleo

Em relação ao período total de ativação muscular durante o ciclo da marcha, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre grupos para os grupos musculares avaliados. Considerando a latência (intervalo entre o choque de calcanhar e o início da atividade muscular), foi encontrada diferença significativa entre os grupos apenas para o músculo GAS ($U=364,50$, $p < .05$). O grupo de idosas caídas apresentou maior latência para este músculo (com início a 27,72% e término a 48% do ciclo) em relação ao grupo de idosas não caídas (com início a 24,75% e término a 45,7% do ciclo). O período de co-contração entre os músculos TA/GAS e TA/SOL em cada grupo foi analisado, entretanto, não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os grupos.

A Figura 5 mostra o envelope linear dos músculos avaliados durante o ciclo da marcha. A média, o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) das curvas do grupo não caído e a média da curva e o CV do grupo caído estão representados no gráfico.

Foram analisadas em média 4,2 passadas por indivíduo no grupo não caído e 6,1 passadas no grupo caído. Pelos CV analisados, observa-se que o grupo de idosas não caídas apresentou coeficientes de variação maiores que o grupo de idosas caídas em todos os registros eletromiográficos obtidos.

A Figura 6 mostra o período de ativação dos músculos BF, TA, GAS, e SOL durante o ciclo da marcha, de um voluntário do grupo caído e um voluntário do grupo não caído.

Figura 5 Envelope linear dos músculos avaliados no ciclo da marcha

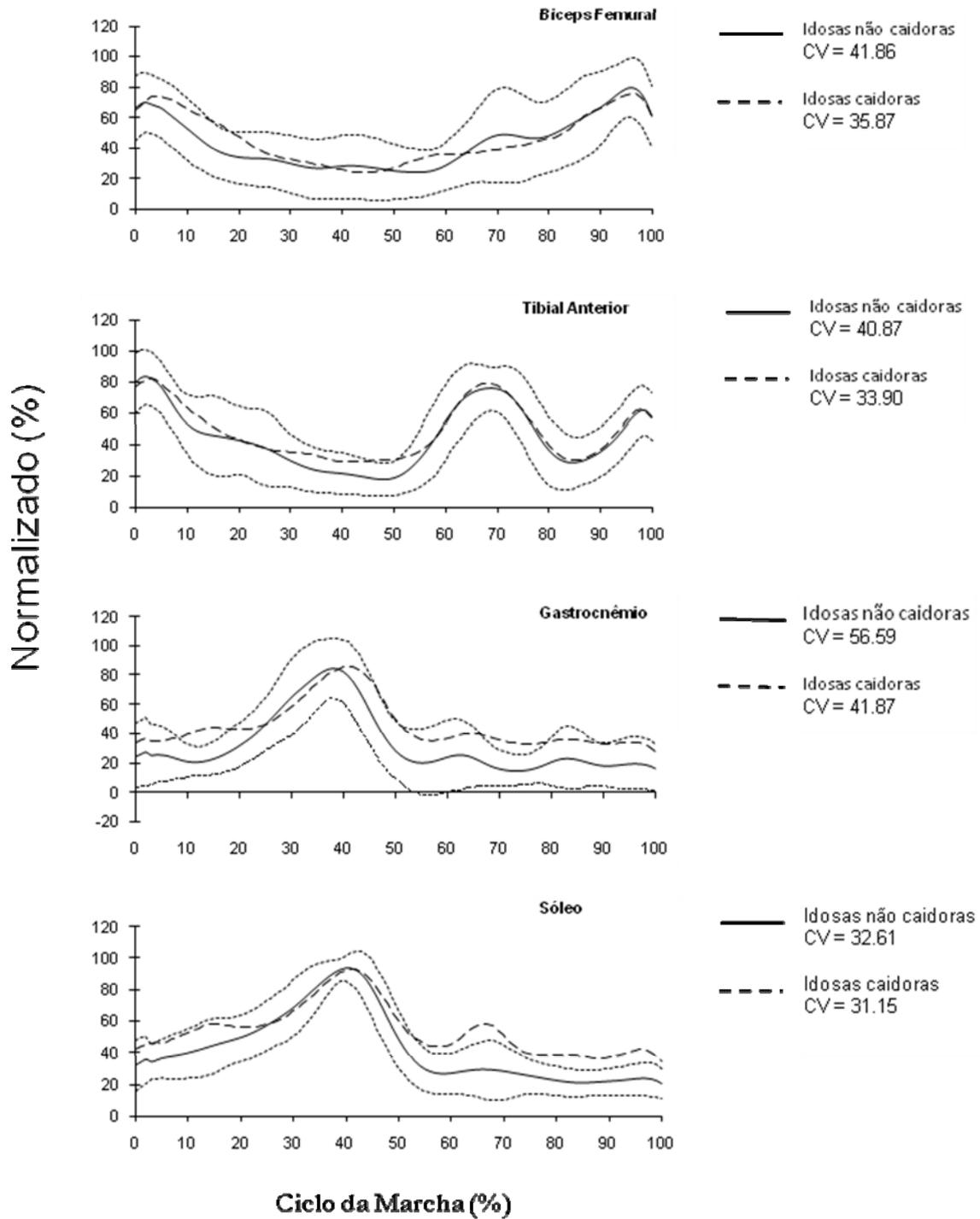
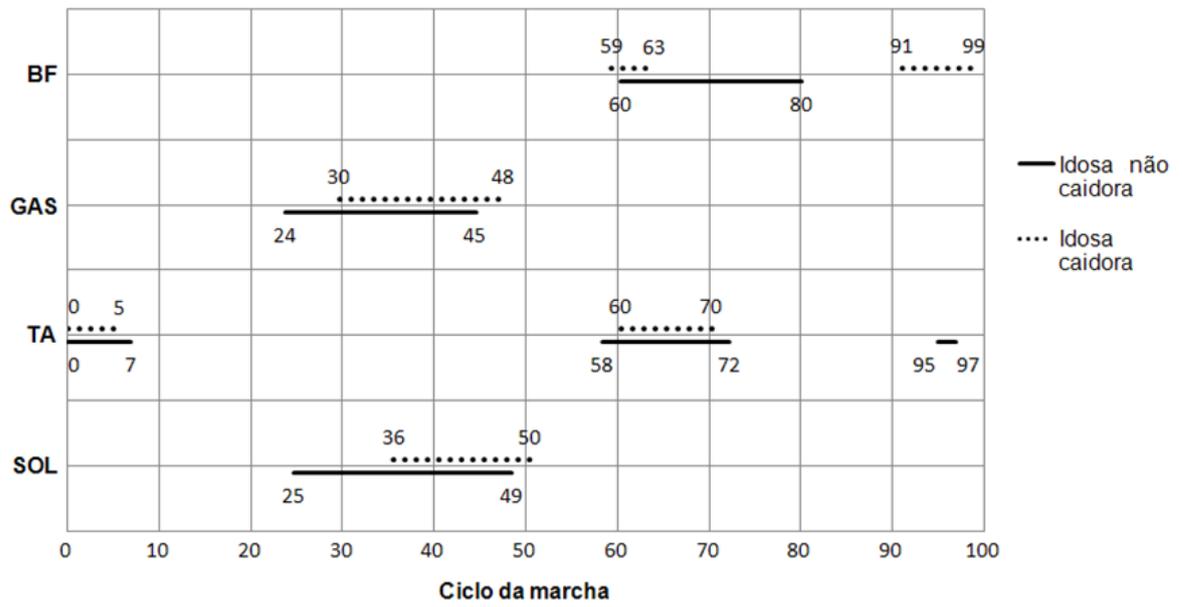


Figura 6 Período de ativação dos músculos BF, TA, GAS e SOL durante o ciclo da marcha



Em relação ao músculo BF, o grupo das idosas não caídas apresentou um período de ativação durante a fase de oscilação inicial até a metade da fase de oscilação média. O grupo de idosas caídas teve seu maior período de ativação na fase de apoio terminal. O músculo GAS no grupo de idosas não caídas apresentou um período de ativação muscular compreendido nas fases de apoio médio e terminal. A ativação no grupo de idosas caídas foi observada nas mesmas fases, entretanto apresentou um início e término tardio em relação ao outro grupo. Para o músculo TA, os grupos apresentaram dois períodos de ativação muscular em momentos semelhantes. Além disso, o grupo de idosas não caídas apresentou um período de ativação durante a fase de oscilação terminal. O primeiro período de ativação ocorreu após o contato inicial e se estendeu até a fase de resposta à carga da marcha. O segundo período ocorreu na fase de oscilação inicial. O músculo SOL apresentou apenas um período de ativação, durante as fases de apoio médio e terminal, em ambos os grupos.

Capítulo 4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar a temporalidade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo durante a marcha entre um grupo de idosos com e sem história de quedas acidentais. A hipótese deste estudo era que idosos com história de quedas apresentariam mecanismos de ativação muscular compensatórios ou ausentes durante a marcha que poderiam ser considerados fatores preditores ou que favorecessem a ocorrência de quedas. O conhecimento desses mecanismos possibilitaria o desenvolvimento de estratégias de tratamento mais apropriada na prevenção de quedas na população idosa. Além disso, diversos fatores de risco e múltiplas causas interagem como agentes determinantes e predisponentes, tanto para quedas acidentais quanto para quedas recorrentes, impondo aos profissionais de saúde o grande desafio de identificar os possíveis fatores de risco modificáveis e tratar os fatores etiológicos e comorbidades presentes.

Embora a etiologia das quedas em idosos seja de origem multifatorial ^{10,11}, 55% das quedas estão relacionados com alterações da marcha ¹²⁻¹⁴. Uma marcha instável com ciclos inconsistentes é comum no processo fisiológico do envelhecimento (senescência), mesmo na ausência de uma doença específica ⁵⁰. Uma consequência importante das quedas é a fratura de fêmur. A queda resulta em uma pessoa vir a repousar no chão ou em qualquer outro nível mais baixo, sem intenção ^{51,52}. Durante a queda, as partes do corpo que normalmente encontram o chão são as mãos e os quadris. Com o envelhecimento, a perda de massa e da força muscular (sarcopenia) ao redor do quadril é acentuada, além disso, a prevalência de osso trabecular nessa região é grande, favorecendo a ocorrência de

fraturas quando a queda é sobre o quadril. Acima de 50 anos de idade a incidência de fraturas do quadril aumenta 4 vezes por década, sendo essas fraturas responsáveis por perda da independência funcional, institucionalização e muitas vezes morte⁵³.

O presente estudo foi conduzido em uma amostra de indivíduos do sexo feminino, acima de 65 anos de idade, e dividida em dois grupos de acordo com a ocorrência ou não de quedas no último ano. A escolha de um grupo do sexo feminino está relacionada com o fato das quedas serem mais observadas em mulheres^{3,4} e com o fenômeno mundial da feminilização da velhice⁵⁴. No Brasil, segundo o último censo do IBGE realizado em 2000, dos 14 milhões de idosos, 55% eram do sexo feminino⁵⁴. Os grupos eram homogêneos nas variáveis demográficas idade e índice de massa corporal e a média de quedas do grupo caidor no último ano foi de 3,14 ($\pm 1,46$). Similaridade entre grupos também foi encontrada na variável tempo do ciclo da marcha.

Quanto ao medo de quedas, as idosas caidoras relataram 66,9% mais medo de quedas que o grupo de idosas não caidoras, com apenas 38,1%. Esse resultado está de acordo com vários estudos que abordaram o medo de queda em idosas com e sem história de quedas^{11; 55}. Kaplan *et al.* (1997) relatam que as quedas que resultam em lesões físicas, perdas funcionais ou períodos prolongados de permanência do idoso no chão são as mais associadas ao medo significativo de cair. Esse medo pode progredir e se tornar debilitante, pois o idoso pode sentir-se desmoralizado e apresentar sentimentos de fragilidade, insegurança na marcha, vulnerabilidade, perda de controle e ansiedade com relação à doença e morte. Essas manifestações, segundo o autor, podem ser um fator de agravamento e aceleração dos efeitos deletérios do envelhecimento⁵⁶.

Somado a isso, Maki (1997), num estudo longitudinal conduzido com idosos acima de 81 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 ¹¹. Similarmente, Herman *et al* (2005) mostraram que a ocorrência de quedas e a velocidade da marcha não estão diretamente relacionadas com o medo de quedas, entretanto o medo de quedas está relacionado com uma marcha mais instável ⁵⁵.

Das variáveis eletromiográficas estudadas, apenas a latência do músculo gastrocnêmio (GAS) apresentou diferenças estatísticas entre os grupos. As idosas caídas iniciaram a ativação do músculo GAS mais tardiamente no ciclo (27,72%) com término da ativação a 48%, comparado com início da ativação do grupo não caído a 24,75% com término a 45,7% do ciclo da marcha. Portanto, um início tardio dentro da fase de apoio da marcha.

A literatura descreve que os flexores plantares estão ativos a partir da fase de apoio médio (12 a 31% do ciclo) a apoio terminal (32 a 50%), momento em que o músculo GAS, juntamente com o músculo SOL controlam excentricamente o rotação anterior da tíbia sobre o pé, seguido de uma contração concêntrica para a retirada do pé do chão, ou *push-off*, acelerando o membro para a fase de oscilação ^{18,29,57,58}. O controle adequado da rotação anterior da tíbia, com início na fase de apoio médio e término na fase de apoio terminal é importante, principalmente para estabilizar a marcha nessa fase unipodal e garantir a flexão do joelho que se inicia na fase final de apoio terminal e início da pré-oscilação. A atividade prolongada do músculo GAS na fase de apoio terminal irá prolongar o período de rotação anterior da tíbia sobre o pé, aumentando o momento de dorsiflexão do tornozelo e reduzindo a flexão de

joelho²⁹. O resultado seria um pé menos liberado do chão e passível de tropeços, facilitando o mecanismo de queda. Um início tardio da ativação do músculo GAS, como observado no presente estudo, em ambos os grupos, mas acentuado significativamente no grupo caidor, resultaria em um avanço descontrolado do corpo sobre o pé apoio, aumentando a instabilidade do apoio unipodal, fase onde a estabilidade é crucial para a progressão adequada do membro. Somado a isso, a dificuldade na realização do apoio unipodal na marcha e durante testes realizados pelos idosos é freqüentemente relatada na literatura e detectada na prática clínica, sendo o baixo desempenho nos testes de apoio unipodálico é preditivo de quedas e fragilidades^{59,60}. Como o grupo caidor apresentou um atraso significativamente maior, o grau de instabilidade desse grupo possivelmente deve ser mais acentuado, favorecendo ainda mais as quedas. Uma vez que o resultado da regressão logística falhou em apontar variáveis preditoras do medo de quedas, acredita-se que a maior latência do músculo GAS é característica da marcha do idoso caidor e não está relacionada com o medo de quedas.

Evidências suportando esses achados foram descritas por Neptune *et al* (2001)⁴². Por meio da dinâmica direta aplicada em modelos biomecânicos, os autores demonstraram a importância dos músculos GAS e SOL na manutenção da estabilidade e na progressão do corpo à frente durante as várias fases da marcha. Na fase inicial de apoio médio, de 12 a 25% do ciclo, tanto o músculo SOL quanto o GAS trabalham como desaceleradores do tronco, sendo que a contribuição do músculo GAS é maior que a do SOL na desaceleração horizontal do tronco. Ao final da fase de apoio médio, os músculos flexores plantares teriam ações antagônicas, ou seja, o SOL estaria transferindo energia dos membros inferiores para o tronco e o GAS de maneira inversa, do tronco para os membros inferiores. O resultado dessas

forças de reação seria promover suporte para o tronco e membros inferiores garantindo uma marcha estável e com progressão. Ao final da fase apoio terminal, o SOL estaria acelerando o tronco e o GAS transferindo energia para os membros contribuindo para o início da fase de oscilação ⁴². Embora o estudo seja uma simulação biomecânica, a dinâmica direta por meio da análise de potência e aceleração é capaz de informar a verdadeira causa entre a atividade muscular e a atividade executada. Os resultados confirmam que a perda do controle seletivo da musculatura flexora plantar ou a ausência da atividade do músculo GAS afeta a estabilidade na fase de apoio da marcha, pois o GAS é o principal músculo desacelerador do tronco.

As possíveis ações compensatórias que ocorreriam na ausência dos músculos GAS e SOL, na manutenção da estabilidade das articulações do membro inferior durante a marcha foram demonstradas por Jonkers *et al* (2003) ⁶¹. Na ausência do músculo SOL, ocorreria um aumento da atividade do GAS, sendo a recíproca verdadeira. Na ausência de ambos, ocorreria um aumento da atividade do músculo bíceps femoral, cujo objetivo seria iniciar a rotação do pé; aumento da atividade do adutor longo, cujo objetivo seria restringir a extensão do quadril na fase de apoio, e 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 bi-articulares são necessárias nos casos de fraqueza ou mesmo nas ausências musculares para manter a estabilidade do membro inferior durante as fases da marcha ⁶¹.

De acordo com as conclusões de Jonkers *et al* (2003), esperava-se encontrar uma diferença significativa no período total de ativação do músculo SOL entre grupos ⁶¹. Entretanto, o presente estudo não observou essa diferença. É possível

que essa diferença não tenha ocorrido pelo fato do grupo não caidor também ativar o músculo GAS tardiamente na fase de apoio médio (Figura 2). Portanto, os dois grupos estariam em média ativando outros músculos com a mesma intensidade e tempo.

Outras alterações na atividade muscular do GAS durante a marcha já foram descritas ²⁶. Brown *et al* (2002), em um estudo conduzido em uma amostra de jovens (22,4 anos) e idosos (67,5 anos), observaram a resposta eletromiográfica dos músculos GAS e SOL durante a marcha em condições ameaçadoras ²⁶. Os resultados mostraram uma atividade acentuada dos músculos GAS e SOL sob condições ameaçadoras apenas no grupo idoso. De acordo com os autores, o aumento da atividade muscular seria para reduzir a variabilidade do movimento do centro de massa na direção médio-lateral, o deslocamento angular e a velocidade angular das articulações do joelho e tornozelo ²⁶. Essas alterações seriam uma estratégia para o ganho de estabilidade, como redução do comprimento da passada e da velocidade de marcha. Embora a latência assim como a duração da atividade muscular não foram reportadas nesse estudo, os achados reforçam a ocorrência de mecanismos musculares alterados em grupos idosos.

No presente estudo, o coeficiente de variação (CV) do sinal eletromiográfico foi calculado de acordo com Winter e Yack ³⁷. O CV foi menor no grupo de idosas caidoras em relação ao grupo não caidor em todas as medidas eletromiográficas. Entretanto, esse resultado deve ser analisado com cautela. A média do número de passadas usadas para análise do envelope linear foi maior no grupo caidor (6,1) em relação ao grupo não caidor (4,2). De acordo com Shiavi *et al* (1998), uma grande quantidade de erro é introduzida na análise do envelope linear caso o número de passadas analisadas seja muito pequeno ⁶². Arsenault *et al* (1986) descreveram que

três passadas são suficientes para um resultado consistente ⁶³. Por outro lado, Shiavi *et al* (1998) mostraram que o mínimo de 4 passadas são necessárias para reduzir o erro de forma acentuada, sendo o número ideal entre 6 e 10 passadas por indivíduo ⁶². Embora, a média de passadas do presente estudo esteja dentro das recomendações descritas, esperava-se que o grupo caidor apresentasse maior variabilidade nos dados, uma vez que a literatura vem apontando para uma maior variabilidade das variáveis temporais e espaciais da marcha em idosos caidores ^{10,11,64}

Segundo Holt *et al* (1995), a variabilidade presente na coordenação articular entre tornozelo, joelho e quadril é parte essencial da marcha, proporcionando a flexibilidade para a adaptação às perturbações e atenuando o impacto ⁶⁵. Em um estudo comparando dados eletromiográficos de idosos assintomáticos e parkinsonianos, Miller *et al* (1996) encontraram uma maior variabilidade no grupo assintomático. A conclusão dos autores é que a variabilidade é importante para garantir a estabilidade durante a marcha ⁶⁶. Portanto, é possível que a redução na variabilidade nos dados eletromiográficos, como apresentada pelo grupo caidor, seja responsável pela redução no número de respostas neuromusculares que permitiriam uma boa estabilidade durante a fase de apoio da marcha.

Os resultados do presente estudo reforçam a hipótese de que idosas com história de quedas apresentam alterações no controle muscular, especificamente do músculo gastrocnêmio durante a marcha. Este achado leva a acreditar que durante a fase de apoio da marcha, período em que a demanda por equilíbrio está aumentada, idosas caidoras encontram-se mais sujeitas a quedas, uma vez que o músculo gastrocnêmio está parcialmente ausente para controlar o deslocamento anterior do tronco. Clinicamente nossos achados reforçam a importância do

desenvolvimento de estratégias focadas na reabilitação da musculatura flexora plantar, como fortalecimentos e treinos de equilíbrios, com o objetivo de restabelecer a função dessa musculatura, melhorando a estabilidade na fase de apoio da marcha e possivelmente evitando as quedas.

O presente estudo é o primeiro a analisar o padrão de ativação muscular durante a marcha entre um grupo de idosas com e sem história de quedas. Entretanto, o desenvolvimento de mais estudos, envolvendo a análise eletromiográfica de outros grupos musculares durante a marcha, seriam importantes para a compreensão de todo o mecanismo de ativação muscular, compensatório e ou ausente, da marcha do idoso caidor. Somado a isso, seria interessante avaliar a marcha do idoso caidor segundo os parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos, para compreendermos as alterações biomecânicas decorrentes da latência do músculo gastrocnêmio.

Capítulo 5 CONCLUSÃO

O estudo da análise eletromiográfica dos músculos TA, BF, GAS e SOL durante a marcha entre um grupo de idosos com e sem história de quedas permitiu as seguintes considerações:

- ❖ A latência do músculo GAS apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos. As idosas caidoras apresentaram um início tardio da ativação dentro da fase de apoio da marcha. Como o GAS é um importante desacelerador do tronco nessa fase, o recrutamento tardio significaria uma maior instabilidade na fase de apoio da marcha, facilitando a ocorrência de quedas nesse grupo.
- ❖ Não foi identificada nenhuma variável preditora de quedas, portanto, esse achado sugere que a latência do músculo GAS é uma característica intrínseca da marcha do idoso caidor.
- ❖ A pouca variabilidade (CV) apresentada pelo grupo de idosas caidoras em todas as medidas eletromiográficas investigadas, parece ser responsável pela redução no número de respostas neuromusculares que permitiriam uma boa estabilidade durante a fase de apoio da marcha.
- ❖ Clinicamente, os resultados mostraram a importância de uma intervenção cinesioterápica para a musculatura flexora plantar do tornozelo, com o objetivo de melhorar a resposta muscular durante a marcha.
- ❖ Estudos futuros deveriam ser focados na análise eletromiográfica de mais grupos musculares com o objetivo de compreender outros mecanismos que podem influenciar a marcha do idoso caidor.

- ❖ Estudos biomecânicos também são importantes para melhor compreendermos o papel das variáveis cinemáticas e cinéticas decorrentes da latência do músculo gastrocnêmio.

Capítulo 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. **Dan Med Bull**, v. 34 Suppl 4, p. 1-24, Apr. 1987.
2. BARAFF, L.J.; DELLA, P.R.; WILLIAMS, N.; SANDERS, A. Practice guideline for the ED management of falls in community-dwelling elderly persons. Kaiser Permanente Medical Group. **Ann Emerg Med**, v. 30, n.4, p. 480-492, Oct. 1997.
3. PERRACINI, M.R.; RAMOS, L.R. [Fall-related factors in a cohort of elderly community residents]. **Rev Saude Publica**, v. 36, n.6, p. 709-716, Dec. 2002.
4. STALENHOEF, P.A.; DIEDERIKS, J.P.; DE WITTE, L.P.; SCHIRICKE, K.H.; CREBOLDER, H.F. Impact of gait problems and falls on functioning in independent living persons of 55 years and over: a community survey. **Patient Educ Couns**, v. 36, n.1, p. 23-31, Jan. 1999.
5. GUIMARÃES, R.M. Alterações da marcha em idosos com história de queda. v. 1999.
6. BOUXSEIN, M.L.; SZULC, P.; MUNOZ, F.; THRALL, E.; SORNAY-RENDU, E.; DELMAS, P.D. Contribution of trochanteric soft tissues to fall force estimates, the factor of risk, and prediction of hip fracture risk. **J Bone Miner Res**, v. 22, n.6, p. 825-831, June 2007.
7. CUNHA, U.; VEADO, M.A.C. Fratura da extremidade proximal do fêmur em idosos: independência funcional e mortalidade em um ano. **Rev Bras Ortop**, v. 41, n.6, p. 195-199, 2006.
8. KEMOUN, G.; THOUMIE, P.; BOISSON, D.; GUIEU, J.D. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **J Rehabil Med**, v. 34, n.6, p. 278-283, Nov. 2002.
9. RAMOS, L.R. [Determinant factors for healthy aging among senior citizens in a large city: the Epidoso Project in Sao Paulo]. **Cad Saude Publica**, v. 19, n.3, p. 793-798, May 2003.
10. HAUSDORFF, J.M.; RIOS, D.A.; EDELBERG, H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n.8, p. 1050-1056, Aug. 2001.

11. MAKI, B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. **J Am Geriatr Soc**, v. 45, n.3, p. 313-320, Mar. 1997.
12. HAUSDORFF, J.M.; EDELBERG, H.K.; CUDKOWICZ, M.E.; SINGH, M.A.; WEI, J.Y. The relationship between gait changes and falls. **J Am Geriatr Soc**, v. 45, n.11, p. 1406- Nov. 1997.
13. WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S.; WALT, S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Phys Ther**, v. 70, n.6, p. 340-347, June 1990.
14. WOO, J.; HO, S.C.; LAU, J.; CHAN, S.G.; YUEN, Y.K. Age-associated gait changes in the elderly: pathological or physiological? **Neuroepidemiology**, v. 14, n.2, p. 65-71, 1995.
15. EKE-OKORO, S.T. A critical point for the onset of falls in the elderly. A pilot study. **Gerontology**, v. 46, n.2, p. 88-92, Mar. 2000.
16. CHAMBERLIN, M.E.; FULWIDER, B.D.; SANDERS, S.L.; MEDEIROS, J.M. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 60, n.9, p. 1163-1167, Sept. 2005.
17. MENZ, H.B.; LORD, S.R.; FITZPATRICK, R.C. Age-related differences in walking stability. **Age Ageing**, v. 32, n.2, p. 137-142, Mar. 2003.
18. PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. ed.: Slack Inc., 1992.
19. SIMONEAU, G.G. **Cinesiologia da Caminhada. In: Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação Física**. 2006. cap.15, p.525-573.
20. HAGEMAN, P.A.; BLANKE, D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Phys Ther**, v. 66, n.9, p. 1382-1387, Sept. 1986.
21. THIES, S.B.; RICHARDSON, J.K.; SHTON-MILLER, J.A. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: a study in healthy young and older women. **Gait Posture**, v. 22, n.1, p. 26-31, Aug. 2005.
22. GABELL, A.; NAYAK, U.S. The effect of age on variability in gait. **J Gerontol**, v. 39, n.6, p. 662-666, Nov. 1984.

23. RILEY, P.O.; DELLACROCE, U.; KERRIGAN, D.C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait Posture**, v. 14, n.3, p. 264-270, Dec. 2001.
24. GAJDOSIK, R.L. Relationship between passive properties of the calf muscles and plantarflexion concentric isokinetic torque characteristics. **Eur J Appl Physiol**, v. 87, n.3, p. 220-227, July 2002.
25. LEE, L.W.; KERRIGAN, D.C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, n.3, p. 242-246, May 1999.
26. BROWN, L.A.; GAGE, W.H.; POLYCH, M.A.; SLEIK, R.J.; WINDER, T.R. Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. **Exp Brain Res**, v. 145, n.3, p. 286-296, Aug. 2002.
27. KERRIGAN, D.C.; LEE, L.W.; COLLINS, J.J.; RILEY, P.O.; LIPSITZ, L.A. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n.1, p. 26-30, Jan. 2001.
28. BEGG, R.K.; SPARROW, W.A. Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. **J Med Eng Technol**, v. 30, n.6, p. 382-389, Nov. 2006.
29. WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2nd. ed.: University of Waterloo Press, 1990.
30. KERRIGAN, D.C.; LEE, L.W.; NIETO, T.J.; MARKMAN, J.D.; COLLINS, J.J.; RILEY, P.O. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n.6, p. 730-735, June 2000.
31. WANG, W.; DE, S.A.; ALLEN, R. A simulation model of the surface EMG signal for analysis of muscle activity during the gait cycle. **Comput Biol Med**, v. 36, n.6, p. 601-618, June 2006.
32. GUYTON, C.A.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10^a. ed.: Guanabara Koogan, 2002.
33. WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3rd. ed.: University of Waterloo Press, 2004.

34. SHUNG, S.H.; GIULIANI, C.A. Within- and between-session consistency of electromyographic temporal patterns of walking in non-disabled older adults. **Gait Posture**, v. 6, n.2, p. 110-118, 1997.
35. SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Phys Ther**, v. 80, n.5, p. 485-498, May 2000.
36. CRAM, J.R.; KASMAN, G. S. **Introduction to Surface Electromyography**. 1st ed.: Jones & Bartlett Publishers, 1998.
37. WINTER, D.A.; YACK, H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 67, n.5, p. 402-411, Nov. 1987.
38. FONSECA, S.T.; SILVA, P.L.P.; OCARINO, J.M.; URSINE, P.G.S. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Revista Brasileira De Ciência e Movimento**, v. 9, n.3, p. 23-30, 2001.
39. FINLEY, F.R.; CODY, K.A.; FINIZIE, R.V. Locomotion patterns in elderly women. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 50, n.3, p. 140-146, Mar. 1969.
40. ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait Posture**, v. 16, n.3, p. 215-232, Dec. 2002.
41. NEPTUNE, R.R.; ZAJAC, F.E.; KAUTZ, S.A. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. **Gait Posture**, v. 19, n.2, p. 194-205, Apr. 2004.
42. NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A.; ZAJAC, F.E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **J Biomech**, v. 34, n.11, p. 1387-1398, Nov. 2001.
43. ENG, J.J.; WINTER, D.A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? **J Biomech**, v. 28, n.6, p. 753-758, June 1995.
44. ROBERTSON, D.G.; WINTER, D.A. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. **J Biomech**, v. 13, n.10, p. 845-854, 1980.

45. MURRAY, M.P.; GUTEN, G.N.; SEPIC, S.B.; GARDNER, G.M.; BALDWIN, J.M. Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for unilateral loss. **J Bone Joint Surg Am**, v. 60, n.4, p. 473-476, June 1978.
46. SUTHERLAND, D.H.; COOPER, L.; DANIEL, D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. **J Bone Joint Surg Am**, v. 62, n.3, p. 354-363, Apr. 1980.
47. PORTNEY, L.G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research: applications to practice**. ed.: Appleton & Lange, Norwalk, CT, 1993.
48. THELEN, D.G.; MURIUKI, M.; JAMES, J.; SCHULTZ, A.B.; SHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N.B. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n.2, p. 93-101, Apr. 2000.
49. CHANG, W.; LIPTON, J.S.; TSIRIKOS, A.I.; MILLER, F. Kinesiographical surface electromyography in normal children: Range of normal activity and pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, p. 437-445, 2007.
50. HAUSDORFF, J.M.; NELSON, M.E.; KALITON, D.; LAYNE, J.E.; BERNSTEIN, M.J.; NUERNBERGER, A.; SINGH, M.A. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. **J Appl Physiol**, v. 90, n.6, p. 2117-2129, June 2001.
51. GUNTER, K.B.; WHITE, K.N.; HAYES, W.C.; SNOW, C.M. Functional mobility discriminates nonfallers from one-time and frequent fallers. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 55, n.11, p. M672-M676, Nov. 2000.
52. WOLFSON, L.; WHIPPLE, R.; AMERMAN, P.; TOBIN, J.N. Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls. **J Gerontol**, v. 45, n.1, p. M12-M19, Jan. 1990.
53. PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HEBERT, R.; WINTER, D.A. Gait in the elderly. **Gait & Posture**, v. 5, n.2, p. 128-135, Apr. 1997.
54. CAMARANO, A.A. **Envelhecimento da população brasileira: uma contribuição demográfica**. In: FREITAS, E.V. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. 2 ed. Rio de Janeiro: 2006. cap.10, p.88-105.

55. HERMAN, T.; GILADI, N.; GUREVICH, T.; HAUSDORFF, J.M. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a "cautious" gait: why do certain older adults walk fearfully? **Gait Posture**, v. 21, n.2, p. 178-185, Feb. 2005.
56. KAPLAN, H.I. **Transtornos de ansiedade. In: Compêndio de psiquiatria, ciência do comportamento e psiquiatria clínica.** 7. ed. Porto Alegre: 1997.
57. MEINDERS, M.; GITTER, A.; CZERNIECKI, J.M. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. **Scand J Rehabil Med**, v. 30, n.1, p. 39-46, Mar. 1998.
58. SHIAMI, R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. **J Rehabil Res Dev**, v. 22, n.3, p. 85-98, July 1985.
59. JONSSON, E.; SEIGER, A.; HIRSCHFELD, H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 19, n.7, p. 688-694, Aug. 2004.
60. VEREECK, L.; WUYTS, F.; TRUIJEN, S.; VAN DE, H.P. Clinical assessment of balance: normative data, and gender and age effects. **Int J Audiol**, v. 47, n.2, p. 67-75, Feb. 2008.
61. JONKERS, I.; STEWART, C.; SPAEPEN, A. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. **Gait Posture**, v. 17, n.3, p. 264-272, June 2003.
62. SHIAMI, R.; FRIGO, C.; PEDOTTI, A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. **Med Biol Eng Comput**, v. 36, n.2, p. 171-178, Mar. 1998.
63. ARSENAULT, A.B.; WINTER, D.A.; MARTENIUK, R.G.; HAYES, K.C. How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? **Scand J Rehabil Med**, v. 18, n.3, p. 133-135, 1986.
64. MBOUROU, G.A.; LAJOIE, Y.; TEASDALE, N. Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. **Gerontology**, v. 49, n.1, p. 21-26, Jan. 2003.
65. HOLT, K.J.; JENG, S.F.; RR, R.R.; HAMILL, J. Energetic Cost and Stability During Human Walking at the Preferred Stride Velocity. **J Mot Behav**, v. 27, n.2, p. 164-178, June 1995.

66. MILLER, R.A.; THAUT, M.H.; MCINTOSH, G.C.; RICE, R.R. Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 101, n.1, p. 1-7, Feb. 1996.

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: ANÁLISE TEMPORAL DA ATIVAÇÃO MUSCULAR ENTRE IDOSOS ASSINTOMÁTICOS E IDOSOS COM QUEDAS RECORRENTES

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 convidado (a) a participar da pesquisa ANÁLISE TEMPORAL DA ATIVAÇÃO MUSCULAR ENTRE IDOSOS ASSINTOMÁTICOS E IDOSOS COM QUEDAS RECORRENTES.

Se decidir participar dela, 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 para podermos entender os fatores que podem levar o idoso a sofrer quedas. Nossa meta é identificar esses fatores para que possamos interferir previamente através da fisioterapia, evitando quedas em pessoas idosas.

3) Procedimentos do Estudo

Se concordar em participar deste estudo você será solicitado a comparecer no Laboratório de Movimento Humano, localizado na Universidade Federal de Minas Gerais, EEEFTO, Departamento de Fisioterapia, 1º andar, sala 4008, Campus Pampulha. Você será solicitado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, e casos concordem em participar da pesquisa, assinar o termo.

Algumas informações como seu peso, altura e idade serão registrados no computador. Em seguida você será solicitado a vestir uma bermuda preta fornecida pelo pesquisador. Cinco sensores superficiais que registram a atividade de seus músculos serão acoplados na sua coxa, joelho e perna. Para isso é necessário que sua perna esteja bem limpa e isso será feito com álcool. Os sensores serão presos a sua perna através de uma fita adesiva. Dois sensores no formato de sola de sapato também serão colocados em seu pé. Esses sensores indicam quando o seu pé está ou não em contato com o solo. Você será solicitado a andar sobre um piso emborrachado antiderrapante de 5 metros de comprimento, da maneira mais confortável possível. Uma vez acostumado com esse aparato, você será instruído ao comando da voz do pesquisador andar normalmente sobre a passarela. Você terá que andar sobre essa passarela de 8 a 10 vezes para garantir dados precisos para futura análise. O tempo que você permanecerá no laboratório é de no máximo 2 horas.

4) Riscos e desconforto

Não há risco ou nenhum desconforto físico envolvido nos procedimentos.

5) Benefícios

A participação na pesquisa não acarretará gasto para você, sendo totalmente gratuita. Os resultados dessa pesquisa não trarão nenhum benefício imediato a você, mas futuramente poderá ajudar várias pessoas com alterações na marcha.

6) Custos/Reembolso

Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. Você também não será reembolsado com o gasto 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.

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 será assinalado um número ao seu nome, 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 notificar ao profissional e/ou pesquisador que esteja atendendo-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 (31) 9985-0707.

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

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 informado sobre os métodos do estudo, as inconveniências, riscos, benefícios e eventos adversos que podem vir a ocorrer em consequência dos procedimentos.

Declaro que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima. Declaro também que toda a linguagem técnica utilizada na descrição deste estudo de pesquisa foi satisfatoriamente explicada e que recebi respostas para todas as minhas dúvidas. Confirmando também que recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento, sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade e sem reservas para participar como paciente deste estudo.

Nome do participante (em letra de forma)

Assinatura do participante ou representante legal

Data

Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Acredito que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que foram fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ele/ela compreendeu essa explicação.

Assinatura do pesquisador

Data

ANEXO 2**Ficha de Avaliação**

Data: / / Hora: : N° de Identificação:

1- DADOS PESSOAIS:

Nome:

Idade: Data de nascimento: Estado civil: -

Endereço:

Telefone: ou

2- Aspectos Clínicos:

Massa corporal: Estatura:

Membro dominante: D/ E

Etilismo

Tabagismo Tempo e Quantidade:

Drogas em uso:**Dados Vitais:**

- PA: mmHg

- FC: bpm

Quedas (últimos 12 meses):

Frequência:

Circunstância:

Local:

Conseguiu levantar-se sem ajuda:

Sim Não

Medo de cair

Sim Não

Dados de saúde:

- Histórias de cirurgia: Sim Não / Onde
- AVC, desmaios, convulsões: Sim Não
- Vertigens, tonturas: Sim Não
- Alterações neurológicas: Sim Não
- Alterações cardíacas: Sim Não
- Alterações circulatórias: Sim Não
- Alterações ortopédicas: Sim Não
- Doenças reumáticas, fraturas: Sim Não
- Dor no quadril, joelho ou tornozelo: Sim Não
- Alterações musculares: Sim Não
- Alterações visuais: Sim Não
- Uso de lentes de correção: Sim Não
- Alterações de equilíbrio: Sim Não
- Medo de quedas: Sim Não

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)