

RICARDO MARTINS DE SOUZA

O EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO NA MARCHA DAS IDOSAS

Dissertação de Mestrado defendida como
pré-requisito para a obtenção do título de
Mestre em Educação Física, no
Departamento de Educação Física, Setor
de Ciências Biológicas da Universidade
Federal do Paraná.

RICARDO MARTINS DE SOUZA

O EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO NA MARCHA DAS IDOSAS

Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

AGRADECIMENTOS E DEDICATÓRIAS

Primeiramente quero dedicar este trabalho a Marina de Cássia Cotovicz, um apoio incondicional durante todo o período de duração do curso.

Quero agradecer aos meus pais que de forma direta e indireta propiciaram essa oportunidade de desenvolvimento pessoal.

Agradeço ao prof. Ms. Sérgio Andrade, pelo incentivo e ajuda durante todo o curso de mestrado.

E agradeço especialmente ao meu orientador, prof. André Rodacki que tanto me auxiliou na resolução e na “criação” de problemas durante o desenvolvimento dessa pesquisa.

SUMÁRIO

Lista de tabelas	3
Lista de figuras	4
RESUMO	5
ABSTRACT	6
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	8
1.1. OBJETIVOS	11
1.2. HIPÓTESES	12
CAPÍTULO 2 - REVISAO DE LITERATURA	13
2.1. A MARCHA HUMANA E O PADRÃO DO IDOSO	13
2.1.1. Os Movimentos Articulares dos Membros Inferiores Durante a Marcha	15
2.1.2. Características Cinemáticas da Pelve Durante a Marcha	16
2.1.3. Características e Ações Musculares Durante o Ciclo da Marcha	17
2.1.4. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: O Instante de Contato do Calcanhar com o Solo	18
2.1.5. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: A Fase de Apoio Unipodal	18
2.1.6. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: A Fase de Oscilação	19
2.1.7. O Padrão Muscular e Cinemático do Idoso Durante o Ciclo da Marcha	21
2.2. A FLEXIBILIDADE	23
2.2.1. A Organização de um Programa de Treinamento de Flexibilidade	25
2.2.2. As Técnicas de Execução de Alongamento Para o Desenvolvimento da Flexibilidade	26
2.2.3. O Número de Sessões e o Tempo de Duração das Repetições dos Exercícios de Alongamento	28
2.2.4. O Número de Repetições na Série de Exercícios de Alongamento	29
2.3. A INFLUÊNCIA DA FLEXIBILIDADE NO RISCO DE QUEDAS DO IDOSO	32
CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA	37
3.1. POPULAÇÃO / AMOSTRA	37
3.2. INSTRUMENTOS / PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	37
3.3 VARIÁVEIS DO ESTUDO	46
3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	49
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	50
4.1. VARIÁVEIS TEMPORAIS	50
4.2. VARIÁVEIS ESPACIAIS	51
4.2.1. Variáveis Lineares	51
4.2.2. Variáveis Angulares	51
CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO	56
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	64
REFERÊNCIAS	66
ANEXOS	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Causa de quedas de sujeitos idosos	33
Tabela 2-	Variáveis temporais e espaciais utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida	48
Tabela 3-	Valores médios e desvio padrão das variáveis antes (PRÉ) e após (PÓS) a realização de exercícios de alongamento	55

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Modelo esquemático do ciclo da marcha de sujeitos adultos saudáveis	14
Figura 2-	Desenho esquemático do padrão motor da pelve e das articulações do quadril e joelho durante o ciclo da marcha	17
Figura 3-	Cronometria da musculatura dos membros inferiores e pelve durante o ciclo da marcha	21
Figura 4-	Organização da área de coleta de dados	38
Figura 5-	Imagem obtida durante o procedimento de filmagem das idosas que participaram do presente estudo.....	38
Figura 6-	Modelo biomecânico utilizado na análise da marcha de sujeitos idosos	41
Figura 7-	Imagem dos pontos anatômicos demarcados no sujeito para a criação do modelo biomecânico adotado no estudo	42
Figura 8-	Imagem do calibrador utilizado na análise	43
Figura 9-	Desenho esquemático do protocolo de alongamento utilizado no presente estudo	45
Figura 10-	Foto do procedimento de alongamento utilizado presente estudo	45
Figura 11-	Perfil médio dos movimentos da articulação do quadril em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS	53
Figura 12-	Perfil médio dos movimentos da articulação do joelho em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS	54
Figura 13-	Perfil médio dos movimentos da articulação do tornozelo em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS	54

RESUMO

O número de adultos idosos ao redor do mundo aumentou expressivamente ao passar das décadas, assim como a expectativa de vida global. Mudanças músculo-esqueléticas ocorrem nesta população em particular, em resposta a processos de envelhecimento. Essas mudanças podem prover modificações no padrão da marcha dos sujeitos as quais resultam em quedas. Estudos sobre a marcha têm demonstrado diminuição da velocidade confortável da caminhada, redução da amplitude de movimentação do quadril, joelho e tornozelo, diminuição do afastamento do pé em relação ao solo e aumento da inclinação anterior da pelve em sujeitos idosos saudáveis. Essas mudanças são provavelmente associadas com a diminuição das propriedades visco-elásticas do complexo músculo-tendíneo, particularmente a musculatura flexora do quadril. O encurtamento do complexo músculo-tendíneo tem sido associado com o aumento do risco de quedas durante a marcha. Contudo, o alongamento muscular é usado para reduzir essa perda de elasticidade em razão do envelhecimento, porém os resultados não são consistentes e necessitam de futuros estudos. Portanto, a proposta deste estudo é investigar os efeitos transientes de uma única sessão de alongamento para a musculatura flexora do quadril no padrão da marcha de adultos idosos saudáveis.

Palavras chaves: marcha; idoso; alongamento; quedas.

ABSTRACT

The number of elder adults around the world increased expressively over the past decades, as life expectancy has globally increased. Musculoskeletal age-related changes have also increased among this particular population in response to the ageing process. These changes may lead to a number of modifications in the subjects' gait pattern which may results in falls. Gait studies have demonstrated decreased comfortable walking speed, reduced hip, knee and ankle range of motion, decreased toe-off, and increased anterior pelvic tilt occur in healthy elderly subjects. These changes are probably associated with decreases in muscle-tendon unit viscoelastic properties, particularly in the hip flexor muscle group. Shortening of the muscle-tendon unit has been associated with increased risk of falls during gait. Although muscle stretching is used to reduce age-related muscle elasticity loss, results are not consistent and further studies are required. Therefore, the purpose of this study was to investigate the transient effects of a single session of hip flexor muscles stretching on the gait kinematics patterns of elderly healthy subjects.

Keywords: gait; elderly; stretching; falls.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida, cada vez mais se torna importante determinar as mudanças que ocorrem nos padrões da marcha durante o processo de envelhecimento. Estudos epidemiológicos demonstraram que essas alterações do padrão quase sempre estão ligadas ao aumento do número de quedas dessa população (WINTER, 1991).

As quedas são as maiores causas de morbidez entre os idosos, incidentes esses causados basicamente por aspectos que dificultam sua capacidade de locomoção. Tropeços são responsáveis por 53% das quedas, sendo as fraturas de quadril as que ocorrem com maior frequência (PRINCE et al., 1997). Nos Estados Unidos, aproximadamente um terço das mulheres e metade dos homens com 90 anos ou mais já tiveram uma fratura de quadril, sendo a taxa de fatalidade em função deste tipo de acidente em torno de 15% a 20% (SHEPHARD, 1997). A maioria das fraturas de quadril (90%) são em decorrência de uma queda, sendo também as quedas as maiores causadoras de mortes acidentais em pessoas com mais de 75 anos (PRINCE et al., 1997). Estima-se que o governo Norte Americano gaste em torno de 10 bilhões de dólares anualmente para o tratamento de idosos que sofreram lesões em decorrência de quedas, o que acaba geralmente requerindo um internamento hospitalar prolongado, limitando sua mobilidade e diminuindo a habilidade funcional do indivíduo mesmo após sua recuperação (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999; SHEPHARD, 1997). Os problemas decorrentes de lesões desta natureza limitam as atividades físicas, resultando em isolamento social, perda da independência, e

necessidades prematura de cuidados mais intensivos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002).

Algumas alterações no padrão dinâmico da marcha decorrem de degenerações do complexo músculo-tendíneo em razão de processos naturais de envelhecimento, que acarretam aumento da tensão e diminuição das propriedades visco-elásticas (ALTER, 1999) influenciando mecanicamente o padrão da marcha dos idosos (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). Uma dessas alterações mecânicas reflete-se na redução da amplitude articular da extensão do quadril durante a marcha (VIEL, 2001). Essa redução acaba desencadeando alterações mecânicas em todo o membro inferior, diminuindo o tamanho do passo, a velocidade da marcha e a estabilidade da tarefa, potencializando a ocorrência de acidentes e aumentando o risco de quedas (KERRIGAN et al., 1998).

Outras alterações em função do envelhecimento sobre a marcha são a inclinação anterior exagerada da pelve, diminuição da amplitude do passo, diminuição da elevação do pé e mudanças nas amplitudes angulares das articulações do joelho e tornozelo (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991).

Os exercícios de alongamento, apesar de não prevenirem diretamente a ocorrência de lesões (ANDERSEN, 2005; THACKER et al., 2004; POPE et al., 2000), auxiliam no aumento (ZAKAS et al., 2001) e manutenção da amplitude de movimentação articular (ALTER, 1999) e podem diminuir a limitação mecânica causada por alterações nas características visco-elásticas da musculatura em atividades dinâmicas como a marcha.

Com o aumento da expectativa de vida, cada vez mais se tornam importantes os estudos que visem determinar quais são as alterações mecânicas

que ocorrem na marcha com o passar dos anos, tendo como intuito reduzir a frequência das quedas, identificarem fatores que possam revelar supostas predisposições a este tipo de acidente e prescrever programas efetivos para prevenir a ocorrência deste tipo de acidentes entre os idosos (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991).

Além de degenerações naturais do envelhecimento, a falta de atividades físicas regulares também pode influenciar de maneira similar tanto as propriedades visco-elásticas do músculo e do tendão quanto a capacidade de geração de força da musculatura (KUBO et al., 2000).

Tendo em vista que alterações no padrão normal da marcha aumentam sensivelmente a instabilidade na tarefa e que um alto número de fraturas e lesões são decorrentes de quedas na população idosa (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; PRINCE et al., 1997), torna-se importante entender os processos de mudança da marcha em indivíduos idosos. Vários estudos tentaram identificar a influência de programas de exercícios de alongamento nas características visco-elásticas da musculatura (KUBO et al., 2002; CHAN et al., 2001; HUNTER et al., 2001; HALBERTSMA et al., 1996) ou na amplitude de movimentação articular (SCHUBACK et al., 2004; SPERNOGA et al., 2001; KIRSCH et al., 1995). Estes estudos, entretanto, não relacionaram os ganhos obtidos com os programas de exercícios de alongamento no desempenho de atividades esportivas ou cotidianas – ex. marcha – principalmente na população idosa. No único estudo que tentou identificar mudanças dinâmicas na marcha dos idosos a partir de programas de exercícios de alongamento, as sessões diárias eram executadas pelo próprio participante do estudo e sem supervisão direta (KERRIGAN et al., 2003). Não foi

possível afirmar a real execução das séries programadas, diminuindo a confiabilidade dos dados encontrados.

Desta maneira, é relevante observar o efeito de uma sessão de exercícios de alongamento sobre as características dinâmicas da marcha, tendo em vista que durante todo o experimento existe um controle direto da maioria das variáveis envolvidas. Identificando os efeitos de uma única sessão (micro) de exercícios, podem ser feitas inferências sobre programas (macro) de alongamento, pois as alterações transientes encontradas na musculatura são similares aos resultados obtidos após um período maior de treinamento. Este estudo pode ajudar profissionais de Educação Física e de Fisioterapia que estejam envolvidos com a prescrição e controle de exercícios, a elaborarem programas mais efetivos para melhorar a qualidade de vida dos idosos.

1.1 OBJETIVOS

Este estudo tem por objetivo analisar as características espaço-temporais da marcha de indivíduos idosos saudáveis e quantificar as alterações decorrentes de uma única sessão de exercícios de alongamento da musculatura flexora uni e bi-articular do quadril. Os objetivos específicos são:

- a) Descrever as características cinemáticas da pelve, quadril, joelho, tornozelo e do pé antes (PRÉ) e após (PÓS) uma sessão de alongamento;
- b) Observar os efeitos de uma sessão de exercícios de alongamento nas características cinemáticas da pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé (PÓS) em função dos resultados obtidos previamente (PRÉ).

1.2 HIPÓTESES

H₁: As amplitudes articulares de rotação e inclinação da pelve e da flexão e extensão do quadril, joelho e tornozelo aumentam após a sessão de exercícios de alongamento em função de um aumento transiente da elasticidade da musculatura manipulada.

H₂: Após a execução dos exercícios de alongamento, existe uma modificação das características temporais de organização do ciclo da marcha. Essas características são delimitadas pelo tempo do ciclo, tempo de apoio, tempo de oscilação e tempo de duplo apoio.

H₃: Após os exercícios de alongamento existe uma diminuição do risco de quedas durante a marcha. O risco de quedas aumenta em função da diminuição da elevação do pé durante a fase de oscilação, aumento da velocidade de contato do calcanhar com o solo, diminuição do tamanho do passo e da velocidade de deslocamento.

CAPÍTULO 2 - REVISÃO DE LITERATURA

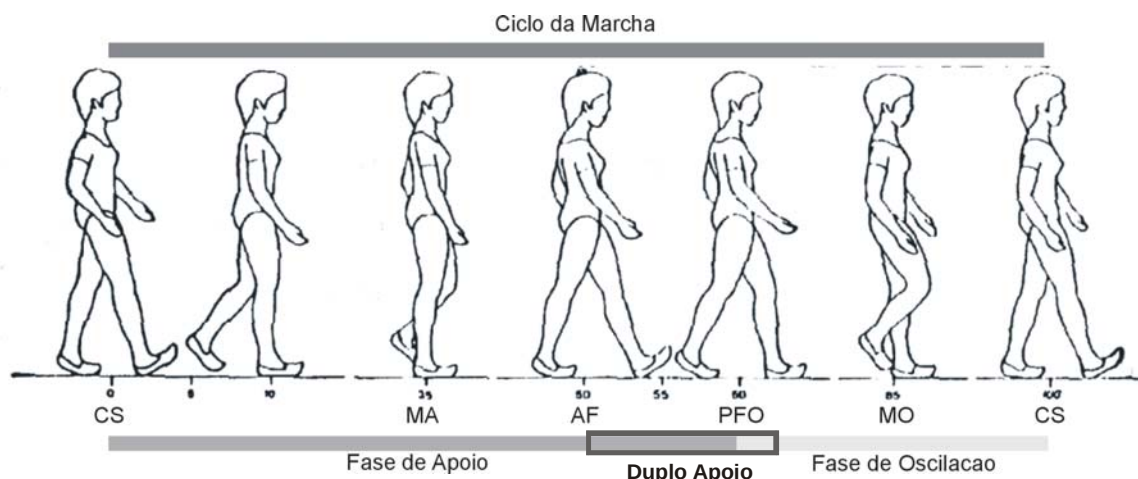
2.1. A MARCHA HUMANA E O PADRÃO DO IDOSO

Andar é um dos movimentos humanos mais naturais, existindo com a finalidade de transportar o corpo com segurança e eficiência através do terreno desejado. Aprende-se a caminhar nos primeiros anos de vida e mantém-se o padrão maduro aproximadamente dos 7 aos 60 anos, sendo que com o envelhecimento existe um declínio gradativo da performance (PRINCE et al., 1997). O sujeito idoso apresenta características muito marcantes na maneira de caminhar, com componentes e parâmetros diferentes do adulto jovem, que acabam por delimitar um padrão pré-senil da marcha (MURRAY et al., 1969).

O ciclo da marcha é definido como o intervalo de tempo durante o qual uma sucessão de eventos regulares é completada (ROSE e GAMBLE, 1994). Por convenção internacional, os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. Os principais eventos observados em um ciclo são: o contato inicial do calcanhar com o solo, o apoio sobre um pé, a retirada do pé do solo, a oscilação do membro à frente e o novo contato. Os contatos regulares do calcanhar contra o solo, delimitam duas importantes medidas para a análise do movimento: o comprimento da passada (*stride length*) e o comprimento do passo (*step length*). O comprimento da passada é definido pela distância linear entre dois contatos consecutivos do calcanhar do mesmo pé contra o solo. Essa distância delimita um ciclo completo da marcha. O comprimento do passo é a distância linear entre dois contatos consecutivos dos calcanhares de pés diferentes (direito-esquerdo, ou esquerdo-direito). De um

modo mais simples, podemos dividir o ciclo em uma fase de apoio e uma fase de oscilação (VIEL, 2001). A figura 1 apresenta um resumo esquemático do ciclo da marcha e suas principais fases.

Figura 1 – Modelo esquemático do ciclo da marcha de sujeitos adultos saudáveis.



Adaptado de GIANNINI et al., 1994. CS = contato com o solo; MA = meio da fase de apoio; AF = Apoio fase final; PFO = pré-fase de oscilação; MO = meio da fase de oscilação.

Durante 80% de um ciclo completo da marcha, o indivíduo encontra-se em uma condição de simples apoio, tendo o seu centro de gravidade lançado à frente, gerando assim uma instabilidade. Principalmente entre os idosos, aumenta-se muito a probabilidade de que interferências externas nessa fase – como a colisão do pé com um objeto, ou alterações da superfície do solo – criem momentos que não possam ser corrigidos a tempo de se evitar a queda. Como fator agravante, a velocidade com que o sujeito idoso toca o pé no solo, no início do ciclo da marcha, é maior do que a do adulto jovem, aumentando ainda mais a probabilidade de acidentes neste instante do passo (WINTER, 1991).

2.1.1. Os Movimentos Articulares dos Membros Inferiores Durante a Marcha

Em um plano sagital, as articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentam um padrão de movimentação muito bem definido, realizando flexões e extensões sincronizadas em razão do momento do ciclo da marcha em que se encontram.

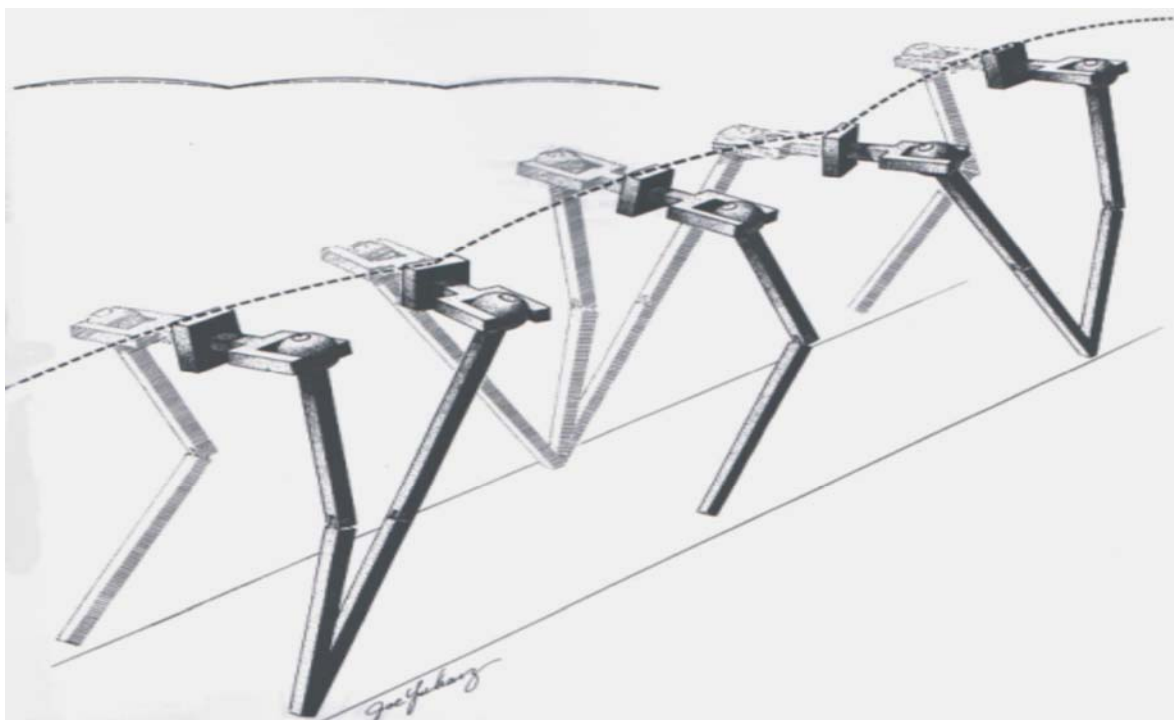
O quadril inicia o passo em leve flexão, passando a estender até o instante em que o pé deixa o solo. Após a liberação do membro, o quadril volta então a flexionar-se com o objetivo de lançá-lo para frente, a fim de executar o próximo passo. O joelho inicia o ciclo da marcha em extensão quase completa. Após o contato do pé com o solo, ele realiza uma leve flexão, aceitando a carga imposta por toda a parte superior do tronco, e então volta a estender, criando um impulso para ajudar no lançamento do membro à frente após a retirada do pé do solo. Durante a fase de oscilação, o joelho flexiona-se diminuindo o tamanho do membro e aumentando a elevação do pé em relação à superfície. A articulação do tornozelo inicia o passo em leve flexão e estende-se após o contato inicial, com a finalidade de aumentar a área de apoio do pé. A partir daí inicia-se uma nova flexão enquanto todo o conjunto superior age como um pêndulo utilizando o pé como ponto fixo. A flexão termina com a retirada do pé do solo, iniciando uma rápida extensão que ajudará no lançamento do membro à frente. Na fase de oscilação, juntamente com a flexão do joelho, existe também a flexão do tornozelo, com a finalidade de aumentar a elevação do pé em relação ao solo (VIEL, 2001; ROSE e GAMBLE, 1994).

2.1.2. Características Cinemáticas da Pelve Durante a Marcha

O membro que avança é acompanhado de uma rotação da pelve no mesmo sentido, a fim de aumentar a amplitude do movimento. Esta ação é denominada passo pélvico (VIEL, 2001), e aumenta proporcionalmente à velocidade de deslocamento do sujeito. Do lado do pé que deixou o solo e avança para ganhar terreno, a pelve abaixa-se com uma queda controlada por uma fina regulação dos estabilizadores laterais do quadril (VIEL, 2001), como o glúteo mínimo e o glúteo médio (VAUGHAN et al., 1993).

Durante a marcha ocorre uma sucessão de rotações da pelve sobre a cabeça do fêmur que serve de apoio, e que muda a cada apoio unipodal. A sincronia dos movimentos dos membros inferiores e da pelve dá à marcha o seu aspecto normal. O valor dessa rotação está entre 4° e 10° de cada lado, dependendo do tamanho do sujeito e da velocidade da marcha. Em função dessa alternância de pontos de apoio entre o pé esquerdo e o direito, a pelve também se desloca lateralmente. Esse deslocamento varia de 2,5 cm a 4 cm dependendo do formato pélvico e das características antropométricas do indivíduo. A sincronia dos movimentos do quadril e da rotação da pelve não parecem ser influenciadas pelo sexo ou idade, embora as variações inter-sujeitos sejam marcantes (VIEL, 2001). A figura 2 esquematiza o padrão motor da pelve e das articulações do membro inferior durante a marcha.

Figura 2 – Desenho esquemático do padrão motor da pelve e das articulações do quadril e joelho durante o ciclo da marcha.



Adaptado de ROSE e GAMBLE, 1994.

2.1.3. Características e Ações Musculares Durante o Ciclo da Marcha

Os músculos desempenham papel fundamental para o correto desencadeamento da marcha. A musculatura dos membros inferiores desempenha três funções distintas durante a locomoção: a frenagem dos segmentos empurrados pela energia cinética, o amortecimento dos choques e das vibrações e a aceleração dos segmentos em uma medida bastante fraca (VIEL, 2001).

Durante a fase de apoio ou sustentação percebe-se uma pronunciada atividade muscular com o intuito de equilibrar todo o peso do corpo que repousa sobre um pé. Durante a fase de oscilação do ciclo, o trabalho muscular é pouco marcado, consistindo de uma regulação da rigidez ativa com o objetivo de frear o

segmento oscilante, e de uma contração antecipatória, garantindo dessa forma o amortecimento do choque que vem a seguir (VIEL, 2001).

2.1.4. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: O Instante de Contato do Calcanhar com o Solo

Mesmo antes do contato do calcanhar com o solo, a musculatura da parte anterior da perna está em pré-tensão, contribuindo para amortecer o impacto e impedir que o pé toque bruscamente o solo. Ao redor do joelho existe uma contração antecipada da musculatura do quadríceps para evitar uma flexão em demasia. Para estabilizar a pelve, os músculos laterais, principalmente glúteo médio e glúteo deltóide de Farabeuf, aumentam sua tensão e permanecem ativos durante toda a fase de apoio (VIEL, 2001).

2.1.5. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: A Fase de Apoio Unipodal

No momento em que o indivíduo se encontra apoiado sobre um pé, 60% de todo peso corporal passa para a vertical. É neste momento em que se manifestam as maiores atividades musculares, podendo ser divididas em estabilidade ântero-posterior e estabilidade lateral.

O joelho permanece levemente flexionado ao redor de 15° a 20° durante grande parte desta fase. O quadríceps age principalmente no momento em que o membro aceita a carga imposta pelo corpo, evitando uma flexão exagerada do membro que está no solo. Ao final da fase de apoio, o joelho se estende até atingir cerca de 3° a 5° de flexão (uma extensão quase completa) e a seguir,

quando o membro está prestes a deixar o solo ele se flexiona até atingir um valor entre 7° e 10° (VIEL, 2001).

O tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) garante a estabilidade do joelho utilizando o pé como inserção de ancoragem e agindo por visco-elasticidade sobre o platô tibial. Mecanicamente, a estabilização do joelho pelo tríceps sural só pode ser compreendida com o pé no solo, onde o segmento tibial no final da fase de apoio avança menos rapidamente que o segmento da coxa, acarretando uma tendência à estabilização do joelho (VIEL, 2001).

Na região proximal, a estabilidade lateral da pelve deve-se basicamente aos músculos do glúteo mínimo, glúteo médio e tensor da fáscia lata, que ficam ativos durante a primeira parte do ciclo. A tensão dura até 30% do ciclo para o glúteo médio e até 40% do ciclo para o tensor da fáscia lata. Também a musculatura adutora é contraída no momento do contato com o solo para aumentar esta estabilidade da pelve (VIEL, 2001).

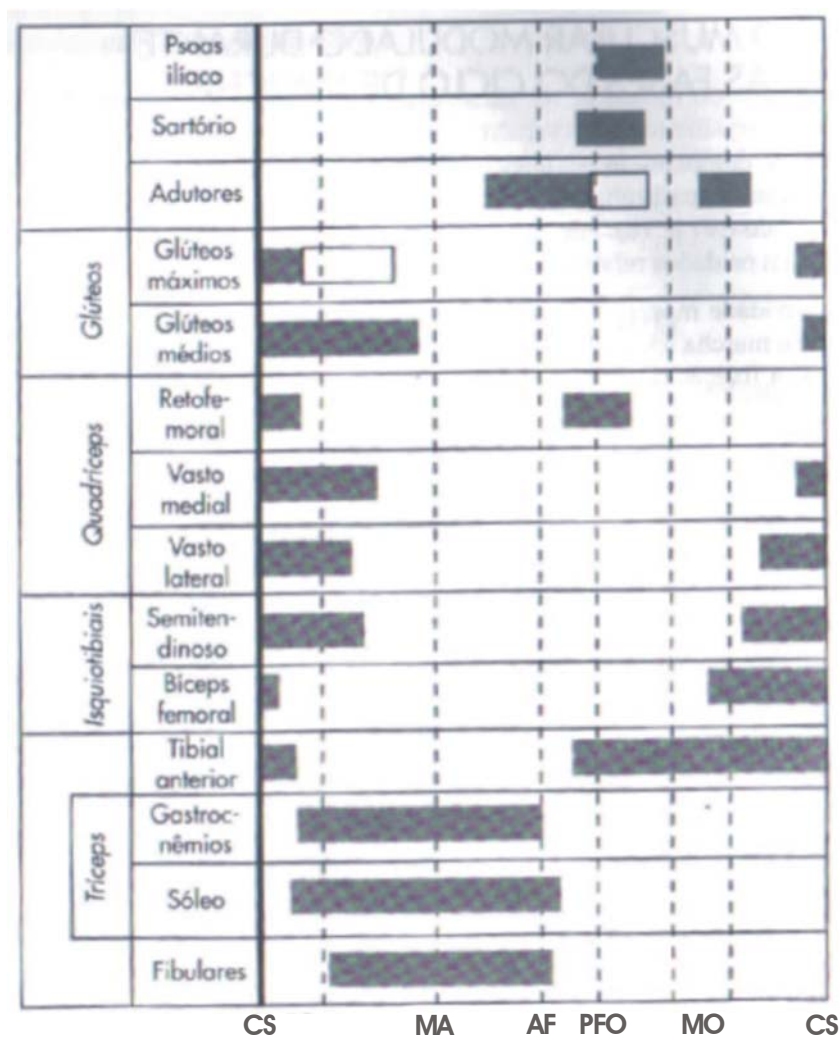
2.1.6. Ação Muscular Durante o Ciclo da Marcha: A Fase de Oscilação

Com exceção da face anterior da perna que se mantém ativa com o objetivo de evitar a queda do pé, todos os outros músculos ativos na fase de apoio cessam sua atividade. Os flexores do quadril têm uma breve ação, entre eles o reto femoral que desempenha função de flexionar o quadril da perna oscilante e frear a flexão do joelho induzida pela inércia do segmento movimentado. O músculo do psoas está ativo neste mesmo período auxiliando na flexão do quadril. Os adutores também ajudam na flexão do quadril e controlam a estabilidade de rotação do membro inferior oscilante (VIEL, 2001).

Os adutores entram em ação no momento em que o calcanhar deixa o solo, empurrando à frente o segmento da coxa, fazendo-o passar de rotação interna relativa a rotação externa relativa. Após a passagem da perna à frente, os músculos isquiotibiais entram em contração antes do contato do pé com o solo, freando o joelho. Eles continuam suas ações, estabilizando o joelho por uma co-ativação com o quadríceps (VIEL, 2001). A figura 3 apresenta a cronometria de diversos músculos dos membros inferiores e pelve durante o ciclo da marcha.

Um modelo que explica com clareza os balanços dinâmicos tanto antero-posteriores (A-P) quanto médio-laterais (M-L) é o do pêndulo invertido proposto por Winter (1995). Nesse modelo o corpo humano durante a marcha é considerado com um pêndulo com o ponto de fixação localizado no pé em contato com o solo. Todo o complexo cabeça-tronco-braços (CTB) acaba por deslocar-se por sobre esse ponto fixo de maneira ereta. Essa posição do CTB é basicamente delimitada com a ação da musculatura flexora e extensora ao redor do quadril que comanda a correção das oscilações A-P. Já as oscilações M-L são controladas prioritariamente pela musculatura abduutora do quadril, com influência muito pequena da musculatura adutora dessa região. Na articulação do tornozelo, todo o peso do corpo é suportado por uma pequena porção lateralizada do pé em contato com o solo. O modelo prediz que durante a fase unipodal todo o complexo CTB está em relativa queda anterior e lateral a fim de encontrar a futura posição do pé lançado à frente (WINTER, 1995).

Figura 3 - Cronometria da musculatura dos membros inferiores e ao redor da pelve durante o ciclo da marcha.



Adaptado de VIEL, 2001. CS = contato com o solo; MA = meio da fase de apoio; AF = apoio fase final; PFO = pré-fase de oscilação; MO = meio da fase de oscilação.

2.1.7. O Padrão Muscular e Cinemático do Idoso Durante o Ciclo da Marcha

A contração muscular do idoso durante a marcha pouco difere do sujeito mais jovem em relação à cronometria muscular (VIEL, 2001). As maiores diferenças são em razão das capacidades de gerar tensão em razão de processos degenerativos naturais ao envelhecimento (MCARDLE, KATCH e KATCH, 1996). Porém, a movimentação das articulações e dos segmentos

apresenta características de um padrão de marcha que pode ser classificado como senil. No sujeito idoso, as articulações do quadril, joelho e tornozelo comportam-se com padrão similar ao do adulto jovem, porém com menores amplitudes de movimentação (MURRAY et al., 1969). Os picos de extensão do quadril e flexão do joelho durante a marcha são significativamente menores em indivíduos idosos, principalmente se os sujeitos relatarem recorrência de quedas (KERRIGAN et al., 2001). Isso se deve parcialmente à diminuição das capacidades contráteis da musculatura responsável por gerar e frear os movimentos (WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969) e à diminuição da complacência muscular ao estiramento (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001).

Além da diminuição das amplitudes de rotação e inclinação da pelve, o idoso apresenta um aumento da inclinação anterior desse segmento. Essa alteração é o mecanismo primário para a redução da amplitude do passo e da velocidade da marcha no sujeito idoso (KERRIGAN et al., 2001). O motivo pelo qual ocorre essa diminuição na extensão do quadril e o aumento da inclinação da pelve como compensação é parcialmente em razão do aumento da tensão e da perda das capacidades visco-elásticas da musculatura flexora do quadril (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). Porém, não se sabe se esse mecanismo compensatório inicia-se com a perda das capacidades elásticas que acabam por gerar menores amplitudes de movimentação e, conseqüentemente, menores passos, ou se a diminuição do nível de atividade física em função da idade acaba por desencadear processos de perda das capacidades visco-elásticas (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998).

Em resumo, numa comparação ao padrão normal da marcha, o sujeito idoso apresenta alterações que refletem no comportamento do passo e das articulações envolvidas na tarefa. Existe dessa forma uma diminuição gradativa do comprimento do passo, da velocidade da marcha, um aumento da duração da fase de apoio (WINTER, 1991), um aumento do tempo de duração do ciclo, uma diminuição das amplitudes de movimentação do quadril, joelho e tornozelo (MURRAY et al., 1969), assim como um aumento da inclinação anterior da pelve (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). O sujeito idoso leva então mais tempo para executar um ciclo completo e o executa com maior instabilidade, menores amplitudes articulares, menor comprimento do passo e maior risco de quedas.

2.2. A FLEXIBILIDADE

A flexibilidade é resultado da interação de vários fatores como a capacidade flexível da articulação e capacidade extensível da musculatura e dos tendões. Ela pode ser definida como a habilidade de mover o corpo e suas partes dentro dos seus limites máximos sem causar danos nas articulações e nos músculos envolvidos (MARINS E GIANNICHI, 1998) ou o grau de amplitude que uma ou mais articulações tem para desenvolver determinadas tarefas (ACSM, 1998).

Para que se entenda o comportamento mecânico do tecido muscular e tendíneo sob o efeito da tensão do alongamento, três conceitos são relevantes: a elasticidade, a viscosidade e a visco-elasticidade do complexo músculo-tendíneo.

A elasticidade é a capacidade que o complexo músculo-tendíneo tem de retornar ao seu tamanho original após um estiramento. O comportamento elástico de um músculo é derivado de dois componentes principais: o componente elástico em paralelo, proporcionado pelas membranas musculares e o componente elástico em série, que é a propriedade elástica passiva derivada dos músculos e tendões (HALL, 2000). A viscosidade é a resistência à deformação de uma substância líquida ou semi-líquida (como o tecido muscular ou tendíneo) em função de uma carga aplicada. Ao contrário da capacidade elástica onde a resposta à carga (ex. tensão) é imediata, a resposta viscosa é dependente do tempo de aplicação dessa carga (WATKINS, 1999). A visco-elasticidade é, por consequência, a soma das propriedades elásticas e viscosas do complexo músculo-tendíneo, onde o material deforma-se gradativamente em resposta à tensão aplicada e gradualmente retorna à sua dimensão original após o término dessa tensão (WATKINS, 1999).

A idade (GAJDOSIK et al., 1999) e o gênero (KUBO et al., 2003) são fatores determinantes da capacidade visco-elástica do complexo músculo-tendíneo. Sujeitos idosos apresentam menor amplitude de movimentação e menor resistência passiva ao alongamento do que indivíduos mais jovens (GAJDOSIK et al., 1999). Os indivíduos do sexo masculino apresentam menor flexibilidade, maior tensão de repouso e maior tensão ativa quando comparados a mulheres da mesma faixa etária. Isso se deve à maior quantidade de massa muscular e tamanho dos segmentos dos sujeitos homens (BLACKBURN et al., 2004). Outra diferença marcante é a deterioração das características funcionais do sistema muscular (SHEPHARD, 1997). Essa deterioração acaba manifestando-se de

diferentes maneiras nos homens e mulheres, o que influencia a geração de força e a flexibilidade.

A flexibilidade pode ser dividida em três tipos básicos (ALTER, 1999): a flexibilidade estática, que se refere à amplitude em torno de uma articulação, sem ênfase em velocidade; a flexibilidade balística que está geralmente associada com movimentos amplos e rápidos; e a flexibilidade dinâmica ou funcional, cujo termo refere-se à habilidade para usar a amplitude de movimento articular na realização de uma atividade, seja ela rápida, moderada ou lenta.

2.2.1. A Organização de um Programa de Treinamento de Flexibilidade

Os exercícios de alongamento têm como principal função aumentar progressivamente a amplitude de movimentação de uma articulação ou de um grupo de articulações (ACSM, 2000; ACSM, 1998). Um programa de treinamento de flexibilidade é definido com exercícios planejados, deliberados e regulares que podem aumentar permanente e progressivamente a amplitude de movimento de uma articulação ou conjunto de articulações durante um período de tempo (ALTER, 1999). Alguns fatores devem ser planejados dentro de um programa de treinamento de flexibilidade para que os objetivos sejam alcançados, como o tipo de técnica usada, a frequência diária de sessões, o tempo de duração do exercício e o número de repetições.

2.2.2. As Técnicas de Execução de Exercícios de Alongamento Para o Desenvolvimento da Flexibilidade

Dentre as várias técnicas de aplicação de exercícios de alongamento, destacam-se os métodos: balístico, estático e de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP).

O método balístico utiliza movimentos rápidos e realizados em grandes amplitudes articulares como meio de desenvolvimento da capacidade flexiva da musculatura (MATTES, 1996). O principal argumento contra o alongamento balístico é a alta taxa de tensão causada sobre o complexo músculo-tendíneo em um curto espaço de tempo, e sua correlação com a probabilidade de lesões musculares (LIN et al., 1999; TAYLOR et al., 1990). O método de alongamento estático envolve a manutenção de uma posição muscular alongada por certo período de tempo, que pode ou não ser repetido (ALTER, 1999; MATTES, 1996). As principais qualidades deste método de alongamento são o máximo controle e pouco ou nenhum movimento. A facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) pode ser definida como um método de promover ou acelerar a resposta do mecanismo neuromuscular através da estimulação dos proprioceptores (MATTES, 1996).

Alguns estudos (SCHUBACK et al., 2004; FERBER et al., 2002; FELAND et al., 2001a; HUNTER et al., 2001) têm comparado a eficácia dos diferentes métodos de alongamento, em particular o estático e o FNP. Hunter et al. (2001) não encontraram alterações significativas da tensão ativa do complexo músculo-tendíneo após exercícios de alongamento e propõe a utilização da metodologia de FNP para possíveis ganhos mais expressivos. Feland et al. (2001a) não

encontraram diferenças relevantes nos ganhos de amplitude articular após o alongamento quando utilizaram em grupos distintos de sujeitos idosos o método estático e FNP, apesar de ambos os grupos aumentarem a flexibilidade em relação ao grupo controle. Neste estudo, os sujeitos com idade inferior a 64 anos e que usaram a metodologia por FNP, apresentaram maior ganho no alongamento quando comparados a sujeitos mais idosos que utilizaram o mesmo método.

Essa diferença da efetividade do método FNP, em função da idade, pode estar associada com mudanças músculo-esqueléticas e fisiológicas em virtude do envelhecimento, como a substituição de miofibrilas por tecido colaginoso e a diminuição do número de fibras do tipo II, que tem significativa importância na produção de força muscular. É possível que essas mudanças neurofisiológicas associadas com a idade possam suprimir o efeito da FNP, limitando ou diminuindo a excitação do neurônio motor (FELAND et al., 2001a).

Em outro estudo com o objetivo de comparar diferentes métodos de alongamento, Ferber et al. (2002) encontraram ganhos de 29%-34% maiores quando foi utilizada a metodologia de facilitação neuromuscular proprioceptiva em idosos. Entretanto o nível de atividade eletromiográfica (EMG) da musculatura alongada também aumentou significativamente (65%-119%). Os autores propõem que cuidados devem ser tomados na utilização desse método na população idosa, em função dos resultados de EMG encontrados no músculo alongado e da diminuição das capacidades elásticas da musculatura.

O tecido muscular de sujeitos idosos, com conhecida limitação de movimento, apresenta menor resistência a forças de tensão e menor capacidade de absorção de energia em procedimentos de alongamento. Isso se deve à

diminuição do tamanho do músculo, capacidade contrátil, quantidade de água muscular e mudança na arquitetura citoesquelética que acabam por aumentar o risco de lesão muscular nesta população (GAJDOSIK et al., 2004).

Outro fato interessante em relação ao alongamento utilizando a técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva diz respeito à percepção de alongamento durante a manipulação do sujeito. O método FNP acaba mascarando essa percepção (MAGNUSSON et al., 1996), que é utilizada como forma de determinar o limite máximo de amplitude articular de trabalho durante o treinamento de flexibilidade. No sujeito idoso, onde as propriedades elásticas estão relativamente denegridas e o cuidado na aplicação de exercícios de alongamento deve ser redobrado, é importante que o sujeito tenha a real sensação da intensidade da tensão aplicada para que o limite suportado pelo complexo músculo-tendíneo não seja ultrapassado.

2.2.3. O Número de Sessões e a Duração das Repetições dos Exercícios de Alongamento

Com respeito ao número de sessões realizadas diariamente, o estudo conduzido por Bandy et al. (1997) não apresentou diferenças na aplicação de uma ou três séries diárias de exercícios de alongamento, sendo que uma sessão por dia, cinco dias por semana, parece ser suficiente para que alterações mais permanentes na amplitude de movimentação de determinada articulação sejam conseguidas.

O tempo de duração da posição alongada tem importante influência para a efetividade do programa de alongamento. Alguns estudos (ZAKAS et al., 2005a;

ZAKAS, 2005b; FELAND et al., 2001b; BANDY et al., 1997) têm procurado comparar diferentes tempos de alongamento e sua efetividade no aumento da amplitude de movimentação articular, em especial na população idosa.

Tempos de manutenção da posição alongada de 15 s, 30 s ou 60 s tem demonstrado ganhos similares quando aplicados em sujeitos jovens (ZAKAS, 2005b; BANDY et al., 1997). Na população idosa não foram encontradas diferenças nos ganhos de amplitude articular quando protocolos de 15 s, 30 s ou 60 s foram utilizados (ZAKAS et al., 2005a). Em especial na população extremamente idosa (75-95 anos), períodos de 60 s têm mostrado mais efetividade para o ganho de flexibilidade articular e para a manutenção desse ganho, quando comparados a programas que utilizaram 15 s e 30 s de duração (FELAND et al., 2001b). Esse resultado pode ter correlação com a diminuição gradativa das propriedades visco-elásticas da musculatura e a necessidade de estímulos cada vez maiores para obtenção de uma resposta no alongamento.

2.2.4. O Número de Repetições na Série de Exercícios de Alongamento

O número de repetições utilizadas no exercício de alongamento também é importante para ganhos efetivos. Em estudo realizado *in-vitro*, encontrou-se ganhos significativos no comprimento linear até a quarta repetição do protocolo de alongamento. A partir daí não foram encontrados ganhos relevantes no tamanho linear do músculo e do tendão (TAYLOR et al., 1990).

Logo após a execução dos exercícios de alongamento ocorre uma alteração elástica das características musculares e não deve ser confundida com alterações definitivas dessas características (alterações plásticas ou

permanentes). Após a sessão de alongamento ocorre um maior afastamento entre os sarcômeros, um maior relaxamento da tensão de repouso da musculatura alongada e uma maior tolerância à sensação de estiramento durante os exercícios (HALBERTSMA et al., 1996), chamado de efeito elástico.

Essa diminuição do nível de excitabilidade muscular acaba refletindo de maneira direta na capacidade de geração de tensão da musculatura alongada. Marek et al. (2005) investigaram o efeito de duas técnicas de aplicação de exercícios de alongamento (estático e PNF) sobre a capacidade de geração de força, torque e atividade eletromiográfica de músculos previamente alongados. Logo após o protocolo de alongamento (4 repetições de 30 segundos com 20 segundos de intervalo), o pico de torque, o pico de força e o pico de atividade eletromiográfica decaiu significativamente com a utilização de ambos protocolos, tanto em movimentos lentos quanto em movimentos rápidos.

Em estudo realizado com jogadores de futebol semi-profissionais, Zakas et al. (*in press*) encontraram diminuição do pico de torque de extensão do joelho da perna dominante que foi previamente alongada por protocolos de exercícios com períodos de duração de 300 s e 480 s. Em protocolos de alongamento mais curtos (30 s) não houveram diferenças. As diferenças do pico de torque gerado ao redor do joelho foram consistentes em movimentos lentos ($60^{\circ} \cdot s^{-1}$ e $90^{\circ} \cdot s^{-1}$) e rápidos ($150^{\circ} \cdot s^{-1}$, $210^{\circ} \cdot s^{-1}$ e $270^{\circ} \cdot s^{-1}$).

As alterações plásticas são deformações permanentes que em geral são conseguidas com cargas que ultrapassam os limites elásticos do material (ÖZKAYA e NORDIN, 1998). Essas mudanças dizem respeito ao aumento do número de sarcômeros em série, aumento do tamanho e da capacidade elástica dos tendões assim como a diminuição da tensão passiva do músculo (ALTER,

1999). Essas alterações plásticas só são conseguidas após um período razoável de sessões de exercícios de alongamento.

As alterações elásticas persistem de forma relativamente estável por um período de 5 (KIRSCH et al., 1995) a 6 (SPERNOGA et al., 2001) minutos depois de encerrada a série de alongamento. As mudanças plásticas ocorrem após um período mais extensivo de treinamento, onde se verifica uma redução permanente da tensão passiva em repouso, mesmo em uma posição mais alongada (KUBO et al., 2002). Em estudo realizado por Chan et al. (2001), observaram-se ganhos similares em amplitude de movimentação da articulação do joelho em grupos que realizaram o mesmo volume de alongamento, com o mesmo tempo de duração diferenciando-se apenas o número de séries por sessão (1 vs. 2). O grupo que realizou duas séries por sessão, encerrou o programa em 4 semanas enquanto o grupo que executou uma série por sessão terminou o programa em 8 semanas. Apesar de ganhos angulares similares, a tensão muscular ativa e em repouso do grupo de 4 semanas aumentou em relação à tensão medida no início do tratamento, enquanto o outro grupo apresentou uma tensão muscular diminuída em relação à medição inicial. Aparentemente, o tecido precisa de um tempo relativamente longo para que ocorram mudanças definitivas (alterações plásticas) nas características visco-elásticas do complexo músculo-tendíneo.

Em outro estudo, realizado por um período idêntico de 8 semanas (indivíduos idosos com limitação de movimento), também foram encontradas diferenças nas amplitudes de movimentação articular do tornozelo entre as medições iniciais e finais. Porém, em função de não serem realizadas sessões diárias (foram realizadas 3 sessões semanais), mesmo após um período relativamente extenso de treinamento, ocorreram aumentos na tensão passiva no

ponto de maior dorsiflexão do tornozelo (GAJDOSIK et al., 2005). Fica clara deste modo, a importância de sessões diárias de exercícios para que alterações definitivas ocorram no tecido tendíneo e muscular.

2.3. A INFLUÊNCIA DA FLEXIBILIDADE NO RISCO DE QUEDAS DO IDOSO

As quedas são as maiores causas de morbidez entre os idosos, incidentes esses causados basicamente por aspectos que dificultam sua capacidade de locomoção. Tropeços durante o caminhar são responsáveis por 53% das quedas, sendo as fraturas de quadril as que ocorrem com maior frequência (PRINCE et al., 1997). Nos Estados Unidos, aproximadamente um terço das mulheres e metade dos homens com 90 anos ou mais já tiveram uma fratura de quadril, sendo a taxa de fatalidade em função deste tipo de acidente em torno de 15% a 20% (SHEPHARD, 1997). Nem toda queda resulta em uma fratura de quadril, porém 90% das fraturas de quadril são em decorrência de uma queda, sendo também as quedas as maiores causadoras de mortes acidentais em pessoas com mais de 75 anos (PRINCE et al., 1997).

Os acidentes fatais ocorrem com maior frequência quando se tratam de quedas entre os idosos do que automobilísticos entre os jovens. No Canadá para cada 100.000 jovens entre 15 e 29 anos envolvidos em acidentes de trânsito, 21,5 acabam falecendo, enquanto para cada 100.000 quedas ocorridas com pessoas na faixa etária acima dos 80 anos, 185,8 acabam morrendo em decorrência do acidente (WINTER, 1995).

Estima-se que o governo norte americano gaste em torno de 10 bilhões de dólares anualmente para o tratamento de idosos que sofreram lesões em

decorrência de quedas. Lesões deste tipo, geralmente requerem um internamento hospitalar prolongado (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999; SHEPHARD, 1997), limitando sua mobilidade e diminuindo a habilidade funcional do indivíduo mesmo após sua recuperação. Os problemas decorrentes de lesões desta natureza geralmente limitam as atividades físicas, resultando em isolamento social, perda da independência e necessidades prematuras de cuidados mais intensivos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002). A tabela 1 resume as principais causas de quedas de sujeitos idosos.

Tabela 1 – Causa de quedas de sujeitos idosos.

Causa da queda	Percentual dos incidentes
Tropeço	47,1
Desníveis do solo	12,2
Tontura	8,7
Desequilíbrio	8,2
Após levantar-se	6,4
Mudança de direção	5,2
Outros	12,2

Adaptado de SHEPHARD, 1997.

Com o envelhecimento, a perda gradual da flexibilidade acontece em decorrência de processos fisiológicos naturais ao ser humano, como a diminuição da quantidade de água no músculo, aumento da orientação cristalina das fibras colágenas, calcificação e substituição de fibras elásticas por colágenas (ALTER, 1999; ACSM, 1998; PRINCE et al., 1997; SHEPHARD, 1997). Alterações das capacidades mecânicas do complexo músculo-tendíneo (ALTER, 1999) acabam influenciando o comportamento da marcha (LEE et al., 1997), alterando o padrão motor da tarefa e aumentando a probabilidade de quedas da população idosa (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 2003). Em um estudo realizado por Kubo et al. (2005), descobriu-se que a diminuição dessas capacidades elásticas diminui a eficiência muscular em atividades dinâmicas como a marcha, onde

ciclos de encurtamento e extensão muscular (*stretch-shortening cycle*) são repetidos sistematicamente. Como resultado de tais alterações encontramos a redução da amplitude articular da extensão do quadril (VIEL, 2001). Acredita-se que tal redução é compensada por um aumento na inclinação anterior da pelve, deslocando mais à frente o centro de gravidade, gerando uma maior instabilidade durante o passo (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 1998; WINTER, 1991).

Os exercícios de alongamento, apesar de não prevenirem diretamente a ocorrência de lesões (THACKER et al., 2004), auxiliam no aumento e manutenção da capacidade elástica da musculatura (ALTER, 1999), podendo diminuir a limitação mecânica em atividades dinâmicas como a marcha.

Com o aumento da expectativa de vida, cada vez mais se tornam importantes os estudos que visam determinar quais são as alterações mecânicas que ocorrem na marcha com o passar dos anos, tendo como intuito reduzir a frequência das quedas, identificar fatores que possam revelar supostas predisposições a este tipo de acidente e, finalmente, prescrever programas que venham efetivamente prevenir a ocorrência de quedas entre os idosos (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991).

No único estudo encontrado sobre a influência de exercícios de alongamento sobre a marcha dos idosos, Kerrigan et al. (2003) procurou verificar a influência de um programa contendo apenas um exercício de alongamento para a musculatura flexora do quadril no padrão cinemático da marcha de sujeitos idosos. Os exercícios eram realizados pelos próprios participantes, duas vezes ao dia, durante dez semanas. Após o período de tratamento os sujeitos apresentaram ganhos significativos apenas no pico estático de extensão do

quadril (de $6,1 \pm 2,5^\circ$ para $7,7 \pm 3,6^\circ$, $p=0,032$). O autor atribui a ausência de diferenças dinâmicas mais significativas à falta de uma supervisão mais rigorosa dos procedimentos de alongamento. Como os sujeitos eram instruídos apenas na primeira sessão, e em função da faixa etária (acima dos 65 anos), é possível que a qualidade na realização dos exercícios fosse decrescendo com o passar do tempo, o que influenciaria diretamente os resultados encontrados.

A partir da revisão apresentada, fica claro o aumento da instabilidade da marcha do sujeito idoso com o passar dos anos e as conseqüências no aumento do risco de quedas durante essa atividade. Essas instabilidades são em grande parte resultado de limitações mecânicas do complexo músculo-tendíneo em função de processos naturais de envelhecimento, como a perda de água e substituição das fibras elásticas.

Os exercícios de alongamento são importantes ferramentas para a manutenção das capacidades elásticas da musculatura, porém devem ser aplicados com a correta metodologia e regular frequência para que resultados significativos sejam alcançados. Principalmente na população idosa a correta utilização da metodologia e tempos de alongamento delimita diretamente a efetividade do programa.

É evidente a falta de estudos que comprovem a efetividade de tais exercícios sobre o padrão da marcha de sujeitos idosos e sua influencia na diminuição dos riscos de acidentes durante essa atividade nesta população. O único estudo encontrado sobre esse assunto (Kerrigan et al., 2003) apresentou problemas metodológicos (falta de supervisão direta) que acabaram influenciando diretamente os resultados obtidos com o programa de exercícios. Dessa forma é importante a realização de estudos que procurem identificar a influencia de

sessões de exercícios de alongamento sistematizado e diretamente supervisionado no padrão da marcha do idoso, e de que forma eles alteram o risco de quedas nesta população.

CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA

3.1. POPULAÇÃO / AMOSTRA

Foram selecionadas 15 idosas ($64,5 \pm 3,2$ anos, $1,59 \pm 0,09$ m e $77,3 \pm 8,2$ kg) que vivem normalmente na comunidade (sem auxílio externo para o desempenho de suas atividades diárias) sem histórico de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias ou qualquer outro tipo de problema clínico que pudesse interferir no padrão da marcha nos seis meses que precederam o presente estudo. Não foram incluídos indivíduos do sexo masculino em função de diferenças visco-elásticas entre os gêneros (KUBO et al., 2003) que poderiam mascarar os resultados. Nenhum dos sujeitos participa de qualquer tipo de programa sistematizado de atividade física nos últimos seis meses anteriores a aquisição dos dados. Não foi realizada avaliação clínica prévia em razão dos critérios de seleção dos sujeitos.

3.2. INSTRUMENTOS / PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Para a determinação dos efeitos de uma sessão de alongamento na marcha de idosas, as participantes compareceram a uma única sessão experimental no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM – UFPR).

A marcha dos sujeitos foi efetuada em terreno plano, na área de coleta do respectivo laboratório. Para a filmagem foram utilizadas 3 câmeras analógicas (JVC, GR-AX25), com frequência de 60Hz. As imagens foram gravadas em fita VHS e posteriormente transferidas para um PC por meio de um cabo conversor (Pinnacle, LINX) que fez a transformação do sinal analógico para digital. Esse

processo reduziu a frequência do vídeo para 30Hz. Os vídeos coletados foram processados por um software específico para análises cinemáticas (SIMI MOTION, 6.1). A figura 4 esquematiza a disposição dos equipamentos na área de coleta de dados e a figura 5 apresenta uma imagem obtida durante a coleta.

Todo o processo de filmagem foi realizado em dois momentos durante a sessão experimental: antes dos exercícios de alongamento (PRÉ) e imediatamente após a realização dos exercícios (PÓS).

Figura 4 – Organização da área de coleta de dados.

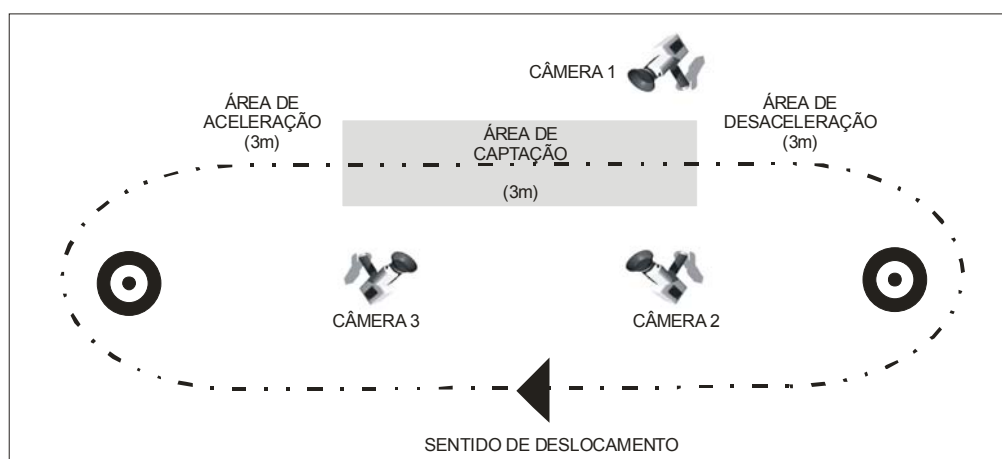


Figura 5 – Imagem obtida durante o procedimento de filmagem das idosas que participaram do presente estudo.



A imagem acima foi adquirida pela câmera n°3, conforme esquematizado na figura anterior.

O enquadramento do vídeo foi realizado nos membros inferiores a partir da pelve. Marcadores auto-adesivos (esferas de 25 mm. de diâmetro) foram colocados em ambos os membros inferiores, nos seguintes pontos anatômicos: espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), trocânter maior do fêmur (TROC), epicôndilo lateral do fêmur (JOEL), maléolo lateral da tíbia (TORN) e articulação metatarso-falangeal do 5º dedo do pé (ANTE-PÉ).

Ambos os membros inferiores dos sujeitos foram demarcados para se evitar que a presença dos marcadores em apenas um membro pudesse de alguma forma alterar o padrão de movimentação daquele membro.

Não foi utilizado um ponto no calcâneo em função de limitações técnicas (número de câmeras disponíveis). Cada ponto demarcado deve ser filmado por duas ou mais câmeras, e a utilização de apenas três câmeras acabaria impossibilitando o enquadramento de pontos anteriores (EIAS), laterais (TROC, JOEL, TORN, ANTE-PÉ) e posteriores (calcâneo por exemplo) simultaneamente, o que impossibilitaria a análise. Optou-se então pelo enquadramento dos pontos anteriores e laterais.

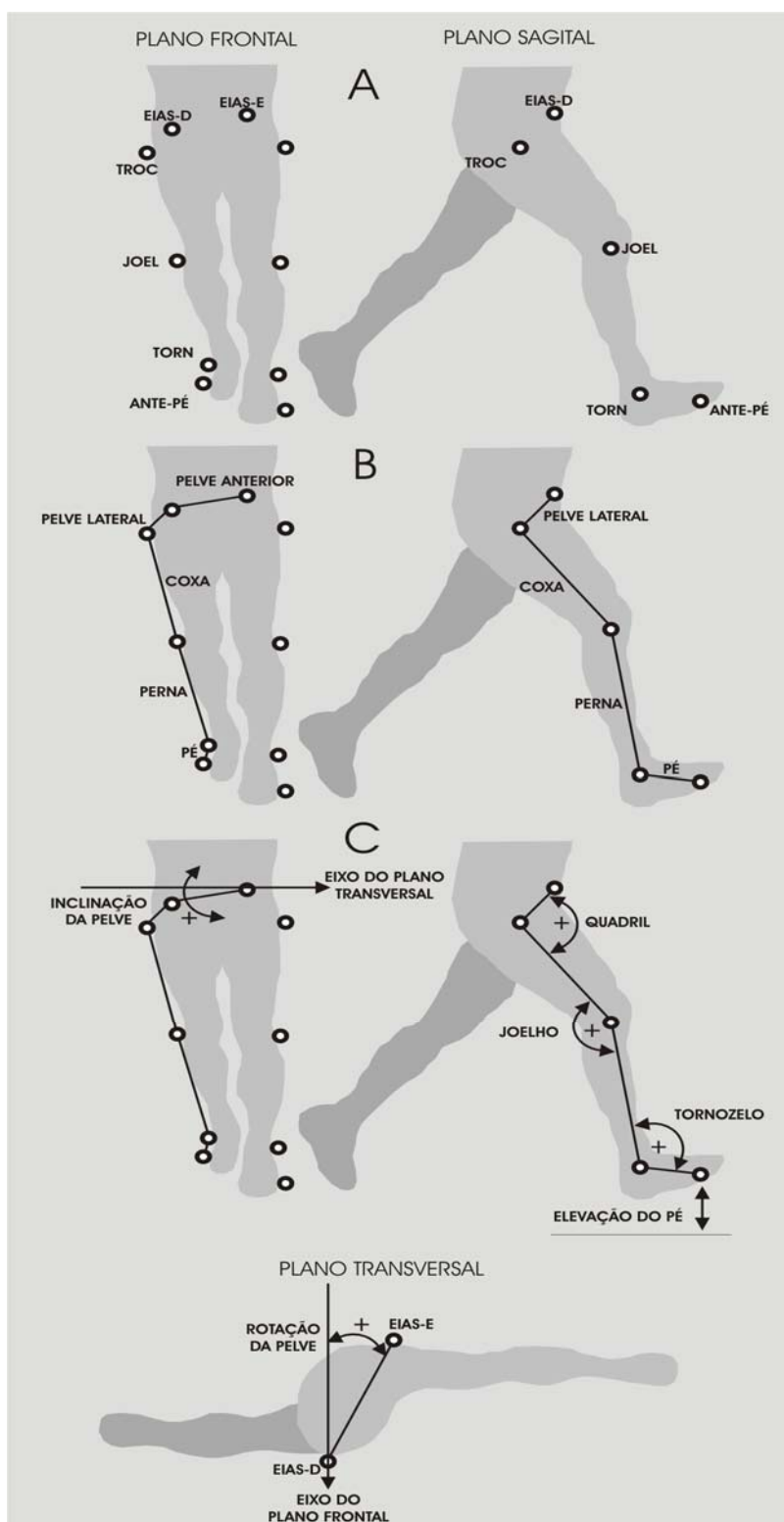
A união de alguns centros articulares possibilitou a determinação dos segmentos corporais, que foram utilizados para compor o modelo biomecânico usado para a análise. A figura 6 apresenta o modelo biomecânico contendo os pontos anatômicos, os segmentos corporais, as articulações e as convenções angulares utilizadas na análise. A imagem dos sujeitos preparados para a análise, com a demarcação dos pontos anatômicos já realizada encontra-se na figura 7.

A partir do modelo criado realizou-se uma análise tridimensional (3D) da pelve e do membro inferior direito. Essa metodologia de análise tridimensional unilateral e amplamente utilizada em pesquisas que tem como objetivo investigar

aspectos relativos à marcha (EVANS et al., 2003; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998) e apresenta resultados que podem ser transferidos para o membro contralateral em função da simetria encontrada em sujeitos saudáveis (SADEGHI et al., 2000).

Sadeghi et al. (2000) realizou uma ampla revisão de literatura sobre publicações que investigaram a simetria bilateral e a influencia da dominância sobre a coordenação da marcha. A maioria dos resultados demonstrou que não existem diferenças significativas entre o padrão cinemático e cinético entre os membros inferiores (15 de 17 estudos) ou dominância de um membro (18 de 23 estudos).

Figura 6 – Modelo biomecânico utilizado na análise da marcha de sujeitos idosos.



A = pontos anatômicos; B = segmentos adotados no modelo; C = articulações e convenções adotadas. Todos os pontos foram demarcados no lado direito e esquerdo do corpo do sujeito, porém só o lado direito completo e o ponto EIAS do lado esquerdo foram usados na análise. EIAS – Espinha Íliaca Antero Superior, TROC – Trocânter Maior do Fêmur, JOEL – Joelho, TORN – Maléolo Lateral da Tíbia, ANTE-PÉ – Articulação Metatarso-Falangeal do 5º Dedo.

Figura 7 – Imagem dos pontos anatômicos demarcados no sujeito para a criação do modelo biomecânico adotado no estudo.

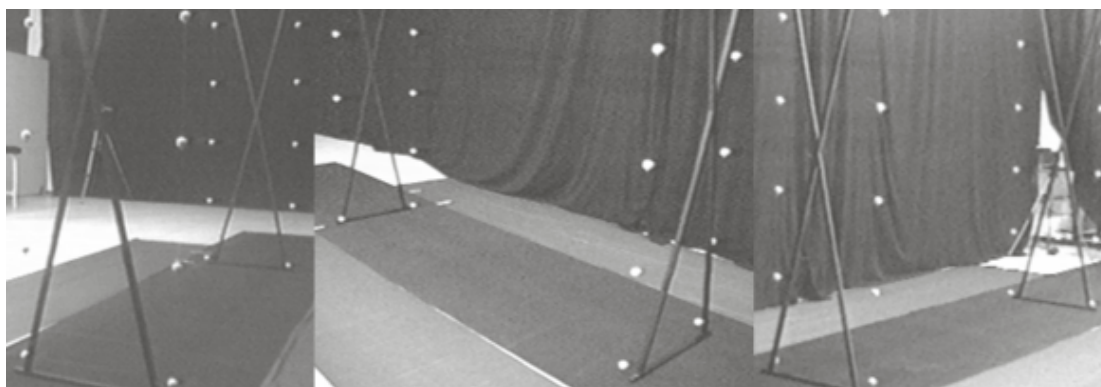


Foram filmados 10 (dez) ciclos da marcha de cada sujeito, em cada uma das condições (PRÉ e PÓS) num total de 20 ciclos por sujeito. O ciclo da marcha foi delimitado como o intervalo entre dois toques consecutivos do mesmo calcanhar no solo. Utilizando os vídeos foi realizado um processo de seleção dos ciclos considerados como válidos, para a obtenção do padrão em tal condição. Para tanto era necessário que dois requisitos fossem atendidos: 1) que o sujeito se deslocasse em uma trajetória reta, paralela ao sentido de deslocamento indicado e 2) todo o ciclo fosse executado dentro da área calibrada. Foram selecionados então os três primeiros ciclos válidos para a digitalização no software de análise cinemática. Os valores obtidos foram normalizados em relação a duração do ciclo (0 – 100%) e o padrão compreendeu a média agrupada das três tentativas validadas e digitalizadas manualmente tanto na condição PRÉ quanto PÓS.

O calibrador foi confeccionado com uma estrutura metálica com aproximadamente 2,10m de altura, 0,60m de largura e 2,40m de comprimento.

Dessa estrutura metálica partiam em direção ao solo 4 cabos (fios de prumo) onde foram fixadas 16 esferas de 30mm de diâmetro. As esferas estavam dispostas de tal forma que a sua união formava um quadrilátero tridimensional de 2,25 m de comprimento, 0,55 m de largura e 1,20 m de altura (Figura 8).

Figura 8 – Imagem do calibrador utilizado na análise.



Para a sincronização das imagens coletadas utilizou-se o contato inicial do pé direito com o solo como o evento que delimitou o início do vídeo. O contato seguinte do mesmo pé com o solo foi utilizado para apontar o final do evento.

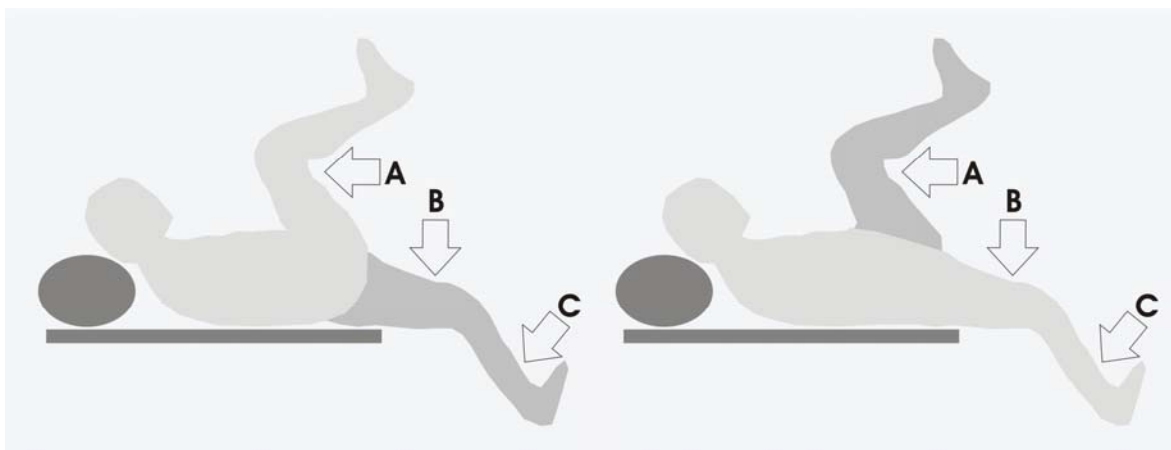
Todos os indivíduos selecionados realizaram apenas uma sessão de exercícios de alongamentos, sempre conduzidos pelos mesmos instrutores. O protocolo consistiu em um exercício específico para alongamento da musculatura flexora do quadril, uni e bi-articular, aplicados em ambos os membros inferiores. Essa musculatura é diretamente responsável pela delimitação da amplitude do passo no final da fase de apoio e a perda de suas capacidades visco-elásticas influencia negativamente o padrão da tarefa (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). Utilizou-se para o protocolo de alongamento a metodologia estática em função dos bons resultados encontrados com esse método em estudos realizados com sujeitos idosos (FERBER et al., 2002; FELAND et al., 2001a) além

da maior segurança e controle. O tempo de intervalo entre o término da sessão de exercícios e o início da filmagem da condição PÓS foi controlado por uma câmera ligada durante todo o protocolo de alongamento, e não foi superior a 30 s.

As idosas foram posicionadas em decúbito dorsal, com ambos os membros inferiores colocados em paralelo e suspensos para fora da maca. Caso o indivíduo sentisse algum desconforto, foi disponibilizado um travesseiro para ser colocado sob a cabeça durante o procedimento. O membro não alongado foi flexionado em aproximadamente 45° por um dos instrutores.

O alongamento foi aplicado por um segundo instrutor no membro suspenso sem apoio e posicionado para fora da maca. Com ajuda externa e de forma passiva, foi realizado inicialmente um deslocamento da coxa no sentido do solo, estendendo-se a articulação do quadril até uma posição onde o sujeito relatasse um pequeno desconforto muscular em razão do alongamento, onde a posição do segmento da coxa foi sustentada. Após este procedimento uma flexão passiva da articulação do joelho foi realizada até o ponto em que o sujeito relatou um pequeno desconforto muscular. Essa posição de extensão do quadril e flexão do joelho foi sustentada por (60 s). Após esse período, o membro alongado foi então posicionado de forma fletida, na posição em que se encontrava o membro contralateral, e o membro contralateral foi submetido ao mesmo procedimento. Cada membro foi alongado quatro vezes alternadas, perfazendo 240 s (4 minutos) de alongamento em cada membro. As figura 9 e 10 ilustram o protocolo de alongamento utilizado no estudo.

Figura 9 – Desenho esquemático do protocolo de alongamento utilizado no presente estudo.



A coxa não alongada (A) é flexionada sobre o sujeito em um ângulo aproximado de 45° em relação à maca, diminuindo a ântero-versão da pelve. A coxa contralateral é deslocada passivamente no sentido do solo (B). O joelho referente a perna alongada é então fletido (C).

Figura 10 – Foto do procedimento de alongamento utilizado presente estudo.



A foto acima se refere a parte A do procedimento de alongamento, conforme esquematizado na figura 6. A parte B e C do exercício é realizada pelo segundo instrutor.

Durante os exercícios de alongamento não houve a supervisão médica dos procedimentos, pois os critérios de seleção dos sujeitos admitiram somente participantes saudáveis. Nenhum dos participantes relatou sensação de dor na

musculatura alongada ou de qualquer outro tipo desconforto que não fosse característico daquele reportado nas sessões de exercícios de alongamento.

As alterações agudas causadas na musculatura em função dos exercícios, não foram controladas durante a sessão experimental a fim de evitar a dissipação de seus efeitos, todavia um estudo piloto foi conduzido no mesmo laboratório para se verificar a efetividade da série de exercícios sobre as características visco-elásticas musculares. Neste estudo piloto foram selecionadas 6 idosas com características físicas similares às participantes do presente estudo ($66,5 \pm 4,9$ anos; $81,5 \pm 4,2$ kg; $1,70 \pm 0,02$ m). Para a quantificação da flexibilidade antes e após a sessão de exercícios, foi utilizado o teste de sentar e alcançar de Wells. Todos os sujeitos realizaram apenas uma sessão de exercícios de alongamento na mesma posição do teste de avaliação, composta por 4 repetições de 60 s cada. Após a sessão de exercícios as idosas apresentaram uma flexibilidade ($27,3 \pm 5,7$ cm) maior em comparação com os valores encontrados na primeira medição ($25,1 \pm 4,5$ cm) ($p \leq 0,05$). Com base neste estudo piloto, o protocolo utilizado no presente estudo - descrito a seguir - pode ser considerado como adequado para causar alterações significativas nas características visco-elásticas da musculatura.

3.3 VARIÁVEIS DO ESTUDO

As variáveis dependentes do estudo foram divididas em dois grupos: variáveis temporais (normalizadas em função do tempo) e espaciais (magnitudes de deslocamentos lineares e angulares).

Algumas variáveis temporais foram expressas em percentuais normalizados em função do tempo total do ciclo da marcha, como o tempo de apoio (TA) e tempo de oscilação (TO). Outras como o tempo do ciclo (TC) e o tempo de duplo apoio (TDA) foram expressas em valores absolutos (segundos). As variáveis espaciais lineares compreendem: comprimento do passo (CP), elevação do pé (EP), velocidade linear de deslocamento na marcha (VM) e velocidade linear do maléolo lateral no instante de contato do pé com o solo (VP). As variáveis espaciais angulares compreendem: máxima inclinação anterior da pelve (MAXIAPV), amplitude de movimentação da pelve (AMPPLV), amplitude de inclinação lateral da pelve (ILPV), amplitude de rotação da pelve (RPV), amplitude de movimentação da articulação do quadril (AMPLQAD), amplitude de movimento de segmento da coxa (AMPLABSCX), máxima flexão do joelho (FLEXJOEL) e máxima flexão do tornozelo (FLEXTORN). A tabela 2 sintetiza as variáveis e suas respectivas definições e unidades.

Tabela 2 – Variáveis temporais e espaciais utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.

VARIÁVEIS TEMPORAIS	
TC	Tempo do ciclo Duração total do ciclo da marcha (s); (O ciclo da marcha é definido como o intervalo entre dois toques consecutivos do calcanhar do mesmo pé)
TA	Tempo de apoio Percentual do ciclo em que o pé direito está em contato com o solo (%);
TO	Tempo de oscilação Percentual do ciclo em que o pé direito está sem contato com o solo (%);
TDA	Tempo de duplo apoio Tempo em que ambos os pés permanecem em contato com o solo (s);
VARIÁVEIS ESPACIAIS	
CP	Comprimento do passo Distância entre o contato inicial do pé direito e o primeiro contato do pé esquerdo projetada no eixo de deslocamento do sujeito (m);
EP	Elevação do pé Distância mínima entre o ponto metatarso-falangeal do pé direito e o solo durante o meio da fase de oscilação (m);
VM	Velocidade da marcha Velocidade do sujeito no sentido de seu deslocamento ($m.s^{-1}$); a velocidade da marcha foi calculada como a distância percorrida durante o ciclo dividida pelo tempo do ciclo.
VP	Velocidade do pé Velocidade absoluta do tornozelo no instante de contato do pé com o solo ($m.s^{-1}$);
MAXIAPV	Máxima inclinação anterior da pelve Pico máximo de inclinação anterior do segmento lateral da pelve em relação a um eixo perpendicular ao solo ($^{\circ}$);
AMPPLV	Amplitude de movimentação da pelve Amplitude de inclinação anterior e posterior do segmento lateral da pelve no plano sagital em relação a um eixo perpendicular ao solo ($^{\circ}$);
ILPV	Inclinação lateral da pelve Amplitude de inclinação lateral esquerda e direita do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito ($^{\circ}$);
RPV	Rotação da pelve ($^{\circ}$) Amplitude de rotação do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito;
AMPLQAD	Articulação do quadril Amplitude de movimentação da articulação formada pelos segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática ($^{\circ}$);
AMPLABSCX	Segmento da coxa Amplitude de movimentação do ângulo absoluto formado pelo segmento da coxa em relação a um eixo perpendicular ao solo ($^{\circ}$);
FLEXJOEL	Máxima flexão do joelho Pico máximo de flexão durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática ($^{\circ}$);
FLEXTORN	Máxima flexão do tornozelo Pico máximo de flexão durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática ($^{\circ}$);

Os valores apresentados para as variáveis angulares no plano sagital (AMPLQAD, FLEXJOEL e FLEXTORN) são referentes ao valor angular encontrado durante o movimento, subtraindo-se o valor encontrado para a mesma variável na posição ortostática.

3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

O teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado e estimou a normalidade dos dados. Desta forma um teste-T para variáveis dependentes foi utilizado para identificar diferenças significativas entre os parâmetros de marcha determinados antes (PRÉ) e após (PÓS) a sessão de exercícios de alongamento. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p \leq 0,05$, e foram aplicados através do software Statística versão 5.5.

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

Durante os procedimentos experimentais, todos os sujeitos realizaram de forma adequada a tarefa proposta, em ambas as condições (PRÉ e PÓS). Nenhuma das participantes relatou desconforto diferente dos proporcionados pelos exercícios de alongamento durante a manipulação. Nenhuma das participantes foi excluída em função do não cumprimento do protocolo proposto. Os tópicos desta sessão serão apresentados de acordo com as variáveis analisadas, ou seja, variáveis temporais e espaciais (lineares e angulares). Os valores são apresentados na forma de média $\pm$ desvio padrão.

4.1. VARIÁVEIS TEMPORAIS

O tempo do ciclo da marcha (TC) não apresentou alterações significantes ($p \geq 0,05$) entre as medições PRÉ ($1,10 \pm 0,09$ s) e PÓS ($1,09 \pm 0,09$ s). O TC pode ser dividido em tempo de apoio (TA) e tempo de oscilação (TO). A relação do TA e do TO apresentou alterações significativas ($p \leq 0,05$) após a sessão de alongamento. O TA médio reduziu em 3,1% em relação aos valores prévios à sessão de alongamento ($62 \pm 2,1\%$ do TC), enquanto que o TO médio aumentou em 5,1% em relação aos valores iniciais ($38 \pm 2,1\%$ do TC). Esse resultado indica uma alteração na organização temporal do ciclo da marcha do sujeito em função dos exercícios de alongamento. O tempo de duplo apoio (TDA) antes da sessão de alongamentos ($0,18 \pm 0,01$ s) diminuiu em 5,6% após os exercícios ($0,17 \pm 0,005$ s) ($p \leq 0,05$).

4.2. VARIÁVEIS ESPACIAIS

4.2.1. Variáveis Lineares

O comprimento do passo (CP) aumentou ($p \leq 0,05$) após a sessão de alongamento. Os sujeitos apresentaram um comprimento do passo de $0,51 \pm 0,07$ m antes da sessão de alongamento e $0,54 \pm 0,06$ m após a sessão de alongamento, o que representou um aumento médio de 5,1%.

A elevação do pé (EP) média após a realização dos exercícios de alongamento ($0,017 \pm 0,008$ m) aumentou em relação aos valores encontrados no pré-teste ($0,014 \pm 0,01$ m), porém tais aumentos não foram significativos ($p \geq 0,05$).

A velocidade de deslocamento da marcha (VM) após a sessão de exercícios ($1,02 \pm 0,15 \text{ m.s}^{-1}$) aumentou ($p \leq 0,05$) em comparação aos valores encontrados antes da sessão de alongamentos ($0,96 \pm 0,16 \text{ m.s}^{-1}$). Não foram encontradas diferenças significativas ($p \geq 0,05$) na velocidade do pé (VP) no instante de contato do calcanhar (PRÉ $1,09 \pm 0,3 \text{ m.s}^{-1}$; PÓS $1,17 \pm 0,2 \text{ m.s}^{-1}$) ($p \geq 0,05$).

4.2.2. Variáveis Angulares

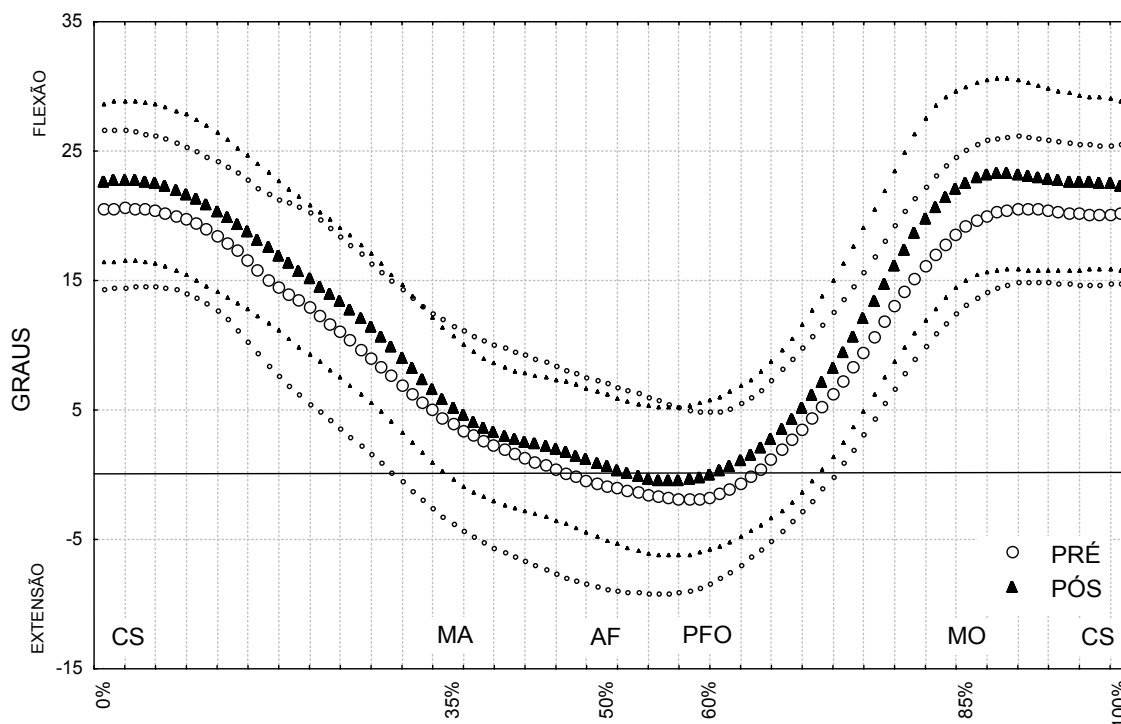
O pico máximo do ângulo de inclinação anterior da pelve (MAXIAPV) aumentou aproximadamente 8,7% em relação aos valores encontrados antes da sessão de exercícios de alongamento ($47,9 \pm 4,5^\circ$). Após os exercícios, o MAXIAPV apresentou um aumento de $4,2^\circ$ ($52,1 \pm 7,4^\circ$) ($p \leq 0,05$). A amplitude de movimentação do segmento lateral da pelve (AMPPLV) também apresentou

aumento após os exercícios de alongamento (PRÉ $12,9 \pm 2,6^\circ$; PÓS $15,7 \pm 4,6^\circ$) ($p \leq 0,05$).

A amplitude de inclinação lateral da pelve (ILPV) durante o ciclo da marcha, não apresentou alteração significativa ($p \geq 0,05$) após os exercícios de alongamento (PÓS $6,9 \pm 2,6^\circ$) em relação aos valores encontrados na condição PRÉ ($6,2 \pm 2,8^\circ$). A amplitude de rotação da pelve (RPV) aumentou significativamente ($+1,5^\circ$; $p \leq 0,05$) após a realização dos exercícios de alongamento ($6,5 \pm 1,7^\circ$).

A amplitude de movimento articular do quadril (AMPLQAD) durante a marcha que precedeu os exercícios de alongamento ($24,4 \pm 3,1^\circ$) foi menor em relação aos valores encontrados após a sessão ($25,8 \pm 3,7^\circ$), porém essa diferença não foi significativa ($p \geq 0,05$). O mesmo ocorreu com a amplitude de movimento do segmento da coxa (AMPLABSCX) que não apresentou aumentos significativos ($p \geq 0,05$) após a sessão de exercícios de alongamento, em comparação com os valores encontrados na avaliação inicial. A figura 11 apresenta o perfil médio dos movimentos da articulação do quadril durante o ciclo da marcha.

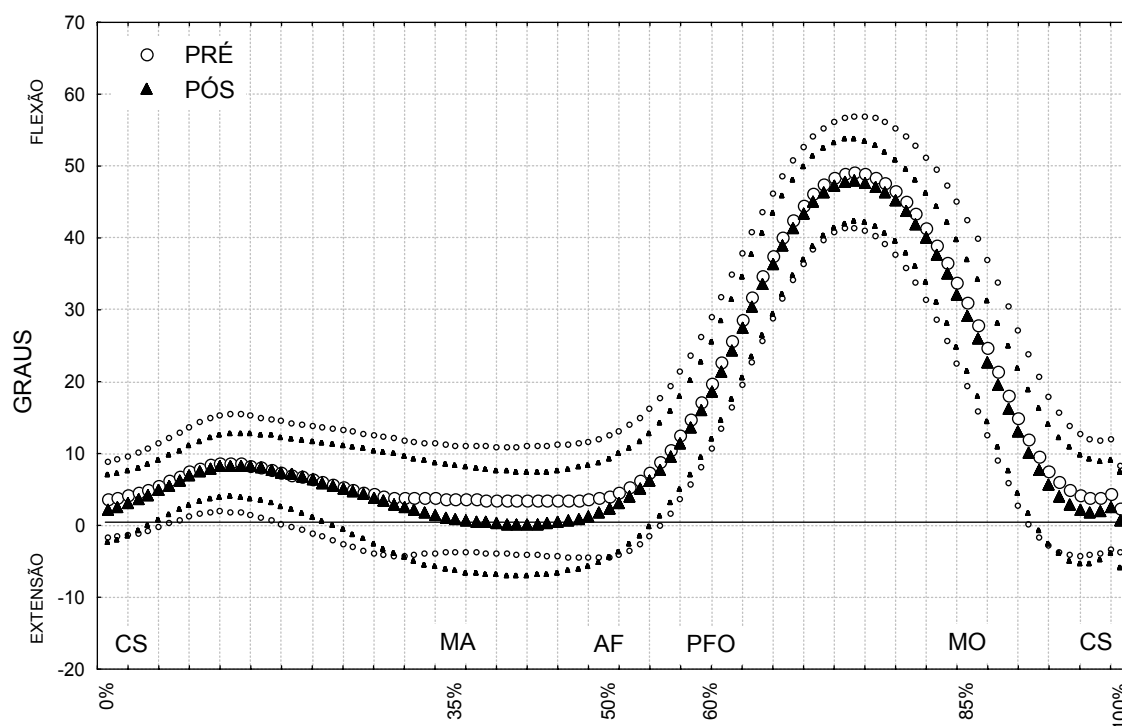
Figura 11 – Perfil médio dos movimentos da articulação do quadril em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS.



CS – contato com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de oscilação; MO – meio da fase de oscilação. As linhas finas representam um desvio padrão.

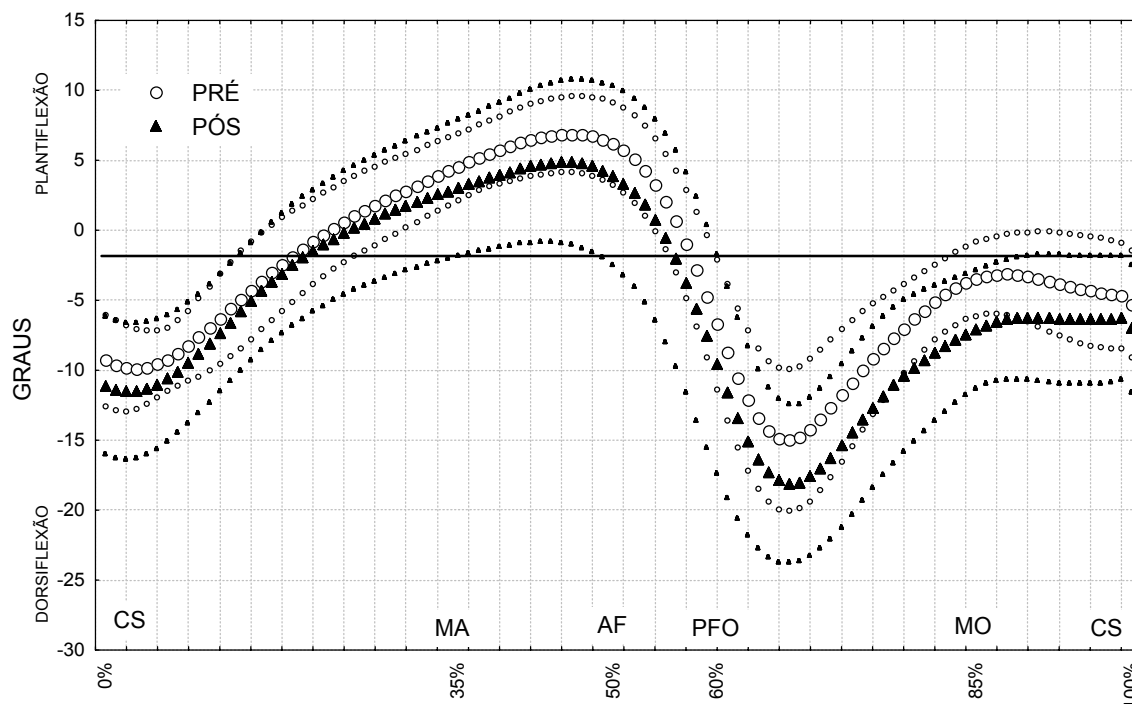
A máxima flexão do joelho (FLEXJOEL) antes da sessão de alongamento ($49,6 \pm 7,6^\circ$) não se alterou ($48,8 \pm 5,9^\circ$) após a aplicação do protocolo de exercícios de alongamento ($p \leq 0,05$). Na articulação do tornozelo foi encontrado um aumento ($p \leq 0,05$) no pico de flexão do tornozelo (FLEXTORN) de aproximadamente 23% após os exercícios de alongamento. As figuras 12 e 13 apresentam respectivamente o perfil médio das articulações do joelho e tornozelo durante a marcha das idosas.

Figura 12 – Perfil médio dos movimentos da articulação do joelho em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS.



CS – contato com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de oscilação; MO – meio da fase de oscilação. As linhas finas representam um desvio padrão.

Figura 13 – Perfil médio dos movimentos da articulação do tornozelo em graus durante o ciclo da marcha nas condições PRÉ e PÓS.



CS – contato com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de oscilação; MO – meio da fase de oscilação. As linhas finas representam um desvio padrão.

A tabela 3 resume os valores médios encontrados nas variáveis analisadas, antes (PRÉ) e após (PÓS) a sessão de alongamentos.

Tabela 3 – Valores médios e desvio padrão das variáveis, antes (PRÉ) e após (PÓS) a realização de exercícios de alongamento.

Variável	Unidade de Medida	PRÉ	PÓS	Diferença (%)
TC	(s)	1,10±0,09	1,09±0,09	-0,6
TA	(%)	62,0±2,1	60,1±2,4	-3,1 (*)
TO	(%)	38,0±2,1	39,9±2,4	+5,1 (*)
TDA	(s)	0,18±0,01	0,17±0,005	-5,6 (*)
CP	(m)	0,51±0,07	0,54±0,06	+5,8 (*)
EP	(m)	0,014±0,01	0,017±0,01	+16,2
VM	(m.s ⁻¹)	0,96±0,16	1,02±0,15	+6,6 (*)
VP	(m.s ⁻¹)	1,09±0,3	1,17±0,2	+6,9
MAXIAPV	(°)	47,9±4,5	52,1±7,4	+8,7 (*)
AMPPLV	(°)	12,9±2,6	15,7±4,6	+21,9 (*)
ILPV	(°)	6,2±2,8	6,9±2,6	+9,9
RPV	(°)	5,0±1,5	6,5±1,7	+28,4 (*)
AMPLQAD	(°)	24,4±3,1	25,8±3,7	+5,7
AMPLABSCX	(°)	36,8±4,5	38,3±4,6	+4,1
FLEXJOEL	(°)	49,6±7,6	48,8±5,9	-1,7
FLEXTORN	(°)	-16,1±4,1	-19,7±6,1	-22,6 (*)

PRÉ – avaliação prévia aos exercícios, PÓS – avaliação após os exercícios; () unidade de medida utilizada na variável. (*) diferença significativa entre as medições PRÉ e PÓS ($p \leq 0,05$). O sinal antes do valor percentual indica o sentido da diferença.

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos agudos de exercícios de alongamento da musculatura flexora do quadril sobre a marcha. O estudo partiu da premissa que a diminuição das capacidades visco-elásticas dos músculos que atuam na flexão do quadril constitui fator determinante para alterar o desempenho da marcha e aumentar o risco de quedas em idosos (EVANS et al., 2003; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998).

De um modo geral, as características dinâmicas espaciais e temporais da marcha das idosas avaliadas imediatamente antes da sessão de exercícios, foram similares às reportadas em outros estudos (KERRIGAN et al., 1998; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969), indicando que as participantes podem ser consideradas como representantes de uma amostra “normal” da população. Todas as participantes conseguiram executar a tarefa proposta em ambas as condições experimentais (PRÉ e PÓS) e realizar todo o protocolo de exercícios de alongamento sem necessidade de interrupção.

As alterações encontradas na marcha podem ser atribuídas aos efeitos da sessão dos exercícios de alongamento visto que o coeficiente de variabilidade (WINTER, 1991) das participantes (intra) na condição pré-teste foi de aproximadamente 6% para as variáveis angulares. Assim, tais coeficientes podem ser considerados como baixos e indicam que as participantes foram capazes de realizar a marcha de maneira consistente. Entretanto, era esperada uma maior variabilidade em função da faixa etária dos sujeitos do presente trabalho. Essa menor variabilidade pode ter sido influenciada pelos critérios utilizados na seleção

dos sujeitos, que admitia apenas idosas saudáveis e relativamente ativas. A mesma situação foi reportada por Kerrigan et al. (1998) em um estudo similar.

O estudo de Taylor et al. (1990), demonstrou que ganhos elásticos significativos do comprimento do complexo músculo-tendíneo são conseguidos até a quarta repetição dos exercícios de alongamento. Outros estudos (ZAKAS et al., 2005a; ZAKAS, 2005b; BANDY et al., 1997) tem demonstrado que, em geral, exercícios de alongamento com tempo de aplicação igual ou superior a 60s são efetivos. Além disso, a maioria dos estudos que buscaram analisar os efeitos dos exercícios de alongamento (ZAKAS et al., 2005a; ZAKAS, 2005b; FELAND et al., 2001a; FELAND et al., 2001b; BANDY et al., 1997) têm utilizado protocolos similares aos utilizados no presente estudo.

O curto intervalo entre o término da sessão de exercícios e o início da avaliação da marcha (≤ 30 s) permite inferir que os efeitos transientes do protocolo de alongamento ainda estavam presentes. O estudo realizado por Speronoga et al. (2001) analisou as características elásticas do tecido muscular em função de exercícios de alongamento e demonstrou que seus efeitos ainda eram significativos após 6 minutos. A quantificação das alterações agudas dos exercícios de alongamento é de difícil controle devido à manipulação dos elementos elásticos musculares que ocorre durante os procedimentos de avaliação. Desta forma, a sessão de exercícios de alongamento proposta foi considerada adequada para os objetivos experimentais da presente investigação visto que os sujeitos iniciaram a avaliação da marcha num curto período de tempo após a execução do protocolo de alongamento.

O número de repetições e o tempo em que os alongamentos musculares foram impostos também podem ser considerados como adequados, tendo em

vista os ganhos demonstrados no estudo piloto realizado anteriormente com protocolos de exercícios e sujeitos com características semelhantes as do presente estudo.

Um dos achados mais relevantes do presente estudo foi o aumento da amplitude de rotação da pelve durante a marcha. Essa variável é um importante componente do passo pélvico (VIEL, 2001), que determina a amplitude do passo e conseqüentemente a velocidade de deslocamento. A maior rotação pélvica permite que o calcanhar da perna de balanço possa ser posicionado mais a frente, em relação à perna de apoio, aumentando o tamanho do passo.

Vários são os mecanismos que podem influenciar e controlar a rotação da pelve durante a fase de balanço. Uma das possibilidades para explicar os aumentos da rotação pélvica pode estar associada a um aumento do momento resultante de rotação do segmento pélvico, que pode ter sido influenciado pela menor resistência passiva oferecida pelos músculos que restringem a extensão do quadril (ex. ílio-psoas, reto femoral cf. KERRIGAN et al., 1998). Outra possível explicação está no aumento do torque plantiflexor do tornozelo (tríceps sural) no instante final da fase de apoio. Um maior torque ao redor dessa articulação nesta fase permite um maior impulso da perna à frente, aumentando a rotação do segmento pélvico. Um aumento no torque ao redor do quadril (ílio-psoas e reto-femoral) também poderia aumentar o momento resultante de rotação da pelve, auxiliando no instante de lançamento da coxa à frente. Entretanto, no presente estudo, aumentos no torque muscular não constituem um argumento atrativo, pois exercícios de alongamento não influenciam positivamente a capacidade muscular de produzir força (ZAKAS et al., *in press*; MAREK et al., 2005; NELSON et al., 2005). O estudo de Marek et al. (2005) demonstrou uma relação inversa entre a

força, potência e ativação muscular e a realização de uma rotina de exercícios de alongamento.

Além disso, ao redor da articulação do tornozelo não houve manipulações diretas que pudessem influenciar o padrão da marcha. Desta forma, os exercícios de alongamento impostos sobre os músculos flexores do quadril podem ter produzido alterações transientes nas características elásticas musculares, diminuindo as forças passivas que influenciam o momento rotacional ao redor do quadril, permitindo que essa articulação pudesse ser movida em uma maior amplitude.

Apesar do protocolo de exercícios de alongamento não ter influenciado diretamente a capacidade de geração de força voluntária do sujeito, o aumento do pico de flexão do tornozelo (FLEXTORN) no final da fase de apoio, potencializa a capacidade de geração de força elástica propiciando um maior impulso. No estudo realizado por Kerrigan et al. (1998) foram encontradas diferenças significativas (diminuição) no pico de flexão e torque ao redor da articulação do tornozelo. O autor atribui esses resultados à perda das capacidades visco-elásticas da musculatura plantiflexora e à diminuição de sua capacidade de geração de tensão. Outra explicação para essa diminuição de amplitude articular proposta por Kerrigan et al. (1998) seria uma adaptação ao novo padrão motor em função da diminuição de outras amplitudes articulares (ex. ao redor do quadril) por conta de processos degenerativos naturais do envelhecimento, e que acabaria gerando alterações de comportamento ao longo de todo membro inferior. Deste modo, a hipótese H_1 foi confirmada em razão das mudanças das amplitudes articulares encontradas em função dos exercícios de alongamento.

Após a realização dos exercícios de alongamento, ocorreram mudanças nos tempos relativos das fases do ciclo (apoio -TA e oscilação - TO), e principalmente no período de duração do duplo apoio (TDA). O tempo de duplo apoio tem a função de reestabilizar o sujeito para o próximo passo (VIEL, 2001), sendo que os idosos necessitam de tempos de apoio significativamente maiores do que adultos jovens, como forma de aumentar a estabilidade durante o passo. A diminuição do tempo de duplo apoio pode ser reflexo de uma maior estabilidade conseguida a partir dos exercícios de alongamento.

A diminuição do tempo de duplo apoio parece estar ligada com a diminuição das oscilações causadas por encurtamentos e enrijecimentos músculo-tendíneos, que delimitam o comprimento do passo durante a execução da marcha. Como essa musculatura teve parte de suas capacidades elásticas reduzidas em função do envelhecimento, a força necessária para vencer a tensão muscular é maior. Deste modo, as idosas necessitam de um maior esforço para alongar músculos mais rígidos. Os exercícios de alongamento aparentemente minimizaram de forma transiente essa tensão muscular passiva, que pode ter diminuído a demanda muscular necessária para a realização da tarefa e melhorado o controle da marcha. A reorganização dos parâmetros temporais internos do ciclo da marcha dos idosos permitiu aceitar a hipótese H₂.

A elasticidade muscular conseguida em função dos exercícios de alongamento possibilitou aumentar as amplitudes de movimentação do complexo pélvico. Em razão dessas alterações que ocorreram ao redor da pelve, (principalmente em relação à sua rotação) o comprimento médio do passo aumentou após a sessão de exercícios. O aumento da rotação da pelve, da amplitude de movimentação pélvica e do pico de extensão da pelve na parte final

da fase de apoio resultaram em um aumento do comprimento médio do passo após os exercícios. Desta forma, o aumento da amplitude de movimentação da pelve e do pico de extensão da pelve no final da fase de apoio estão diretamente relacionados com a manipulação das características visco-elásticas ocorrida durante os exercícios sobre a musculatura responsável em delimitar essa movimentação durante a marcha (ílio-psoas e reto-femoral).

O aumento da velocidade na marcha parece estar diretamente relacionado com o aumento da amplitude do passo e a diminuição do tempo de duplo apoio durante o ciclo. Essa associação parece ser verdadeira em função de que o tempo total do ciclo da marcha manteve-se inalterado. As mudanças observadas ocorreram em seus componentes temporais e espaciais, ou seja, os efeitos dos exercícios de alongamento impostos durante a sessão de flexibilidade, proporcionaram alterações que permitiram que as participantes aumentassem a distância percorrida durante a marcha para um dado período de tempo. Alterações da velocidade são consideradas como um meio fácil e objetivo de mensurar a mobilidade dos sujeitos durante a marcha (PRINCE et al., 1997) e é uma das primeiras variáveis a apresentarem alterações em decorrência do envelhecimento (WINTER, 1991).

As alterações encontradas na velocidade da marcha e no comprimento do passo suportam como verdadeira a hipótese H_3 que admitia uma diminuição do risco de quedas em função da aplicação de um protocolo de exercícios de alongamento. A diminuição do risco deste tipo de acidente é o principal argumento para a realização de estudos relacionados a análise da marcha e à prática de atividades físicas regulares como forma de manutenção das características funcionais dos sujeitos. Segundo estudo realizado por BANDY et

al. (1997), a prática de atividades físicas - em especial os exercícios de alongamento - deve ser realizada de forma sistemática e consistente, com frequência diária sendo que mudanças estáveis no comportamento mecânico dos tecidos moles só são encontradas após um período relativamente longo de treinamento (KUBO et al., 2002; CHAN et al., 2001). Entretanto, estudos longitudinais que procuram investigar mudanças de natureza plástica (definitiva) no comportamento mecânico dos tecidos, apresentam dificuldades metodológicas para o controle das variáveis intervenientes, como por exemplo as atividades diárias realizadas paralelamente ao período de duração do experimento. Em alguns estudos, diferentes níveis de atividades cotidianas (ex. lavar roupa, limpar jardim, etc.) são utilizados como forma de se categorizar sujeitos em diferentes grupos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002), pois diferentes volumes de atividades diárias podem influenciar as variáveis de interesse.

Deste modo, a utilização de apenas uma sessão de exercícios de alongamento como forma de se observar mudanças no comportamento visco-elástico do complexo músculo-tendíneo permitiu um controle muito mais rigoroso dos fatores que pudessem intervir nos resultados. No presente estudo, fica claro uma mudança dinâmica das características da tarefa, tanto nos parâmetros espaciais quanto temporais de organização do ciclo da marcha.

São necessários futuros estudos para se verificar o tempo de duração desta alteração das características mecânicas do tecido muscular em função dos exercícios de alongamento sobre a marcha. Com isso, será possível determinar o intervalo adequado entre as sessões de exercícios de um programa de treinamento de flexibilidade, para que os idosos obtenham alterações mais duradouras nas propriedades visco-elásticas do complexo músculo-tendíneo.

Seria importante a quantificação de parâmetros internos durante a atividade (EMG, FRS) como forma de entender mais detalhadamente as alterações causadas por este tipo de exercícios. Em estudos longitudinais é interessante avaliar não só a alteração de amplitudes angulares, mas também de tensão passiva da musculatura manipulada de modo a quantificar mudanças plásticas nas características mecânicas do complexo músculo-tendíneo.

Desta forma, fica clara a necessidade de um programa sistematizado de atividades físicas, com frequência diária, que inclua a utilização de exercícios de alongamento tanto para a recuperação ou manutenção das capacidades flexíveis do complexo músculo tendíneo quanto para a diminuição do risco de acidentes durante a marcha.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

O presente estudo objetivou descrever o comportamento motor do membro inferior direito e da pelve de idosas consideradas “normais” e identificar mudanças nestas características após uma sessão de exercícios de alongamento da musculatura flexora do quadril. Desta forma os objetivos propostos foram atingidos e todas as hipóteses propostas no início do estudo foram aceitas como verdadeiras.

De modo geral, os efeitos agudos dos exercícios de alongamento foram benéficos para a melhoria do padrão e segurança na marcha dos idosos. O aumento da amplitude articular ao redor da pelve parece ser reflexo de uma melhor elasticidade temporária da musculatura manipulada. As alterações decorrentes dos exercícios de alongamento ao redor da pelve causaram mudanças nas ações dos membros inferiores, principalmente sobre o comportamento angular da articulação do tornozelo durante a marcha. Os exercícios de alongamento melhoraram o padrão da tarefa onde o tempo de duplo apoio (utilizado como parâmetro de estabilidade do passo) foi reduzido. Os exercícios de alongamento propiciaram maiores amplitudes de movimentação e maior velocidade de deslocamento na marcha. Os benefícios transientes observados no presente estudo indicam a necessidade da realização de atividades sistematizadas e diárias de exercícios de alongamento para que tais benefícios sejam duradouros.

Apesar do controle das variáveis intervenientes como forma de aumentar a fidelidade dos dados, algumas limitações foram encontradas no presente estudo. A primeira diz respeito a digitalização manual dos pontos anatômicos que pode

contribuir para o aumento do ruído encontrado nos resultados finais. A utilização de filtros como forma de diminuir esse ruído pode também contribuir para a alteração dos resultados, principalmente nos picos de movimentação angular. O critério de seleção dos sujeitos pode influenciar os dados finais visto que a amostra era composta exclusivamente por pessoas saudáveis e relativamente ativas, o que não representa toda a população da mesma faixa etária.

Futuros estudos que visem a observação dos efeitos longitudinais dos exercícios de alongamento, no padrão motor da marcha dos idosos são necessários. São relevantes análises da influência de exercícios similares em outros complexos musculares (extensores do quadril ou flexores do tornozelo) como forma de verificar a influência de cada um em um padrão motor tão complexo quanto a marcha humana.

REFERÊNCIAS

ACSM. **ACSM's guidelines for exercise testing and prescription**. 6^a ed. Maryland: Williams & Wilkins, 2000.

ACSM. Position Stand: Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 30, n. 6, 1998.

ALTER, Michael J. **Ciência da flexibilidade**. 2^aed. Porto Alegre: Artmed, 1999.

ANDERSEN, J. C. Stretching before and after exercise: effect on muscle soreness and injury risk. **Journal of Athletic Training**. v. 40, n. 3, p. 218-220, 2005.

BANDY, William D.; IRION, Jean M.; BRIGGLER, Michelle. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy**. v. 77, n. 7, p. 1090-1096, 1997.

BLACKBURN, J. Troy; RIEMANN, Bryan L.; PADUA, Darin A.; GUSKIEWICZ, Kevin M. Sex comparison of extensibility, passive and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**. v. 19, p. 36-43, 2004.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v. 11, p. 81-86, 2001.

EVANS, Jonathan M.; ZAVAREI, Keyvan; LELAS, Jennifer J.; RILEY, Patrick O.; KERRIGAN, D. C. Reduce hip extension in the elderly: dynamic or postural? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 84, p. A15, 2003.

FELAND, J. Brent; MYRER, J. W.; MERRILL, R. M. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. **Physical Therapy in Sports**. v. 2, p. 186-193, 2001a.

FELAND, J. Brent; MYRER, J. William; SCHULTHIES, Shane S.; FELLINGHAM, Gill W.; MEASOM, Gary W. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Physical Therapy**. v. 81, n. 5, p. 1110-1117, 2001b.

FERBER, R.; OSTERNIG, L. R.; GRAVELLE, D. C. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 12, p. 391-397, 2002.

GAJDOSIK, Richard L.; LINDEN, Darl W.; MCNAIR, Peter J.; WILLIAMS, Ann K.; RIGGIN, Tammy J. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 973-983, 2005.

GAJDOSIK, Richard L.; LINDEN, Darl W. Vander; MCNAIR, Peter J.; RIGGIN, Tammy J.; ALBERTSON, Jeff S.; MATTICK, Danita J.; WEGLEY, Joseph C. Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. **Clinical Biomechanics**. v. 19, p. 398-406, 2004.

GAJDOSIK, Richard L.; LINDEN, Darl W. Vander; WILLIAMS, Ann K. Influence of Age on Length and Passive Elastic Stiffness Characteristics of the Calf Muscle-Tendon Unit of Women. **Physical Therapy**. v.79, n.9, p. 827-838, 1999.

GIANNINI, Sandro; CATANI, Fábio; BENEDETTI, Maria Grazia; LEARDINI, Alberto. **Gait analysis: methodologies and clinical applications**. Amsterdã: IOS Press, 1994.

HALBERTSMA, Jan P. K.; VAN BOLHUIS, Annette I.; GÖEKEN, Ludwig N. H. Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 77, p. 688-692, 1996.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HONEYCUTT, Patrícia H.; RAMSEY, Priscilla. Factor contributing to falls in elderly men living in the community. **Geriatric Nursing**. v. 23, n. 5, 2002.

HUNTER, D. Glenn; COVENEY, Vince; SPRIGGS, Jonathon. Investigation into the effect of static stretching on the active stiffness and damping characteristics of the ankle joint plantar flexors. **Physical Therapy in Sports**. v. 2, p. 15-22, 2001.

KERRIGAN, D.C.; XENOPOULOS-ODDSSON, A.; SULLIVAN, M. J.; LELAS, J. J.; RILEY, P. O.; Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 84, p. 1-6, 2003.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O.; LIPSITZ, L. A.; Reduce hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 26-30, 2001.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitations**. v.79, p. 317-322, 1998.

KIRSCH, R. F.; WEISS, P. L.; DANNENBAUM, R. M.; KEARNEY, R. E. Effect of maintained stretch on the range of motion of the human ankle joint. **Clinical Biomechanics**. v. 10, n. 3, p. 166-168, 1995.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch-shortening cycle exercise in vivo. **Journal of Sports Science**. v.23, n.8, p. 851-860, 2005.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. **European Journal of Applied Physiology**. v. 88, p. 520-526, 2003.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**. v. 92, p. 595–601, 2002.

KUBO, Keitaro; AKIMA, Hiroshi; KOUZAKI, Motoki; ITO, Masamitsu; KAWAKAMI, Yasuo; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. **European Journal of Applied Physiology**. v. 83, p. 463-468, 2000.

LEE, Laura W.; KERRIGAN, D. Casey; CROCE, Ugo Della. Dynamic implications of hip flexion contractures. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 76, p. 502-508, 1997.

LIN, Ruey-Mo; CHANG, Guan-Liang; CHANG, Li-Tung. Biomechanical properties of muscle-tendon units under higher speed passive stretch. **Clinical Biomechanics**. v. 14, p. 412-417, 1999.

MAGNUSSON, Peter S.; SIMONSEN, Erik B.; AAGAARD, Per; DYHRE-POULSEN, Poul; MCHUGH, Malachy P.; KJAER, Michael. Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 77, p. 373-378, 1996.

MAREK, Sarah M.; CRAMER, Joel T.; FINCHER, A. Louise; MASSEY, Laurie L.; DANGELMAIER, Suzanne M.; PURKAYASHTA, Sushmita; FITZ, Kristi A.; CULBERTSON, Julie Y. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Training**. v. 40, n. 2, p. 94-103, 2005.

MARINS, João C. Bouzas; GIANNICHI, Ronaldo S. **Avaliação e prescrição de atividade física: guia prático**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Shape, 1998.

MATTES, Aaron L. Active isolated stretching. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v.1, n.1, 28-33, 1996.

MCARDLE, William D.; KATCH, Frank I.; KATCH, victor L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

MURRAY, M. Patrícia; KORY, Ross C.; CLARKSON, Bertha H. Walking patterns in healthy old men. **Journal of Gerontology**. v. 24, 169-178, 1969.

NELSON, Arnold G.; DRISCOLL, Nicole M.; LANDIN, Dennis K.; YOUNG, Michael A.; SCHEXNAYDER, IRVING C. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. **Journal of Sports Science**, v. 23, n. 5, p. 449-454, 2005.

ÖZKAYA, Nihat; NORDIN, Margareta. **Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion and deformation**. 2ª ed. Nova Yorque: Springer, 1998.

PRINCE, François; CORRIVEAU, Hélène; HÉBERT, Réjan; WINTER, David A. Gait in elderly. **Gait and Posture**. v. 5, p. 128-135, 1997.

POPE, Rodney Peter; HERBERT, Robert dale; KIRWAN, John Dennis; GRAHAM, Bruce James. A randomizae trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, n. 2, p. 271-277, 2000.

ROSE, Jessica; GAMBLE, James G. **Human walking**. 2ª edição. Baltimore : Williams & Wilkins, 1994.

SADEGHI, Heydar; ALLARD, Paul; PRINCE, Francois; LABELLE, Hubert. Symetry and limd dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**. v. 12, p. 34-45, 2000.

SCARBOROUGH, Donna Moxley; KREBS, David E.; HARRIS, Bette Ann. Quadríceps muscle strenght and dynamic stability in elderly persons. **Gait & Posture**. v. 10, 10-20, 1999.

SCHUBACK, Birgit; HOOPER, Julie; SALISBURY, Lisa. A caparison of self-stretch incorporating proprioceptive neuromuscular facilitation components and a therapist-applied PNF-technique on hamstring flexibility. **Physiotherapy**. v. 90, p. 151-157, 2004.

SHEPHARD, Roy J. **Aging, physical activity and health**. Champaign: Human Kinetics, 1997.

SPERNOGA, Scott G.; UHL, Timothy L.; ARNOLD, Brent L.; GANSNEDER, Bruce M. Duration of maintained hamstring flexibility after one-time, modified hold-relax stretching protocol. **Journal of Athletic Training**. v. 36, n. 1, p. 44-48, 2001.

TAYLOR, Dean C.; DALTON, James D.; SEABER, Anthony V.; GARRETT, William E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**. v.18, n. 3, p. 300-309, 1990.

THACKER, S. B.; GILCHRIST, D. F.; KIMSEY JR., C. D. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 36, n. 3, p. 371-378, 2004.

VAUGHAN, Christopher L.; DAVIS, Brian L.; O'CONNOR, Jeremy C. **Dynamics of human gait**. Champaign: Human Kinetics, 1993.

VIEL, Eric. **A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções**. Barueri: Manole, 2001.

WATKINS, James. **Structures and functions of the musculoskeletal system**. Champaign: Human Kinetics, 1999.

WINTER, David A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**. v. 3, p. 193-214, 1995.

WINTER, David A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. 2^a ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

ZAKAS, Athanasios; GALAZOULAS, Christos; GRAMMATIKOPOULOU, Maria G; VERGOU, Aikaterini. Effects of stretching exercise during strength training in prepubertal, pubertal and adolescent boys. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 6, n. 3, p. 170-176, 2001.

ZAKAS, Athanasios; BALASKA, Panagiota; GRAMMATIKOPOULOU, Maria G.; ZAKAS, Nikolaos; VERGOU, Aikaterini. Acute effects of stretching duration of range of motion of elderly woman. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 9, p. 270-276, 2005a.

ZAKAS, Athanasios. The effect of stretching duration on the lower extremity flexibility of adolescent soccer players. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 9, p. 220-225, 2005b.

ZAKAS, Athanasios; DOGANIS, George; PAPAKONSTANDINOU, Vasilios; SENTENDILIS, Thomas; VAMVAKOUDIS, Eustratios. Acute effect of estatic stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer player. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. [s.v.],[s.n.], *in press*.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

Pesquisadores: Prof Dr André Luiz Felix Rodacki e Ricardo Martins de Souza

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “**O EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO NA MARCHA DAS IDOSAS**”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com que você está conversando neste momento.

OBJETIVO DO ESTUDO

O processo do envelhecimento é caracterizado pela redução gradativa da eficiência do aparelho locomotor, que ocorre pela diminuição de alguns fatores, dentre eles a flexibilidade. Os exercícios de flexibilidade têm como principal função aumentar progressivamente a amplitude de movimentação de uma articulação ou de um grupo de articulações, procurando prevenir tais acidentes. Este estudo tem o objetivo de analisar a marcha de indivíduos idosos e quantificar as alterações em função de uma única sessão de exercícios de flexibilidade.

PROCEDIMENTOS

O programa de flexibilidade será ministrado nas dependências do CECOM – Centro de estudos do comportamento motor, na UFPR. O participante será vestido com uma roupa adequada para a análise. Inicialmente o sujeito irá caminhar, em terreno plano, por cerca de 5min para a filmagem anterior a sessão de alongamentos. Em seguida o protocolo de exercício será aplicado, consistindo de 8min de exercícios de alongamento. Após o termino da sessão de exercícios, o indivíduo vai novamente caminhar por mais 5min para a filmagem final.

BENEFÍCIOS

Através de um programa de exercícios de flexibilidade lesões e quedas provenientes de tropeços e escorregões podem ser evitadas, fazendo com que a marcha de pessoas na terceira idade possa ser executada de maneira mais segura.

DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Serão disponibilizados todos os equipamentos e deslocamentos necessários tanto ao programa de flexibilidade quanto à coleta de dados. Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa são isentos de custos.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida.

ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar em participar do estudo. Caso queira entrar em contato com nosso laboratório ligue para 33604333, das 8h às 18h.

COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências Biológicas e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Direção do Setor de Ciências Biológicas, Centro Politécnico, Universidade Federal do Paraná.

Diante do exposto acima eu, _____ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Curitiba, ____ de _____ de 2005

Sujeito

Pesquisador: Ricardo Martins de Souza RG.:6.272.266-5