

1. INTRODUÇÃO

O processo do envelhecimento é caracterizado pela redução gradativa da eficiência do aparelho locomotor, que ocorre pela diminuição da força e massa muscular, e por reduções da flexibilidade músculo-tendínea (WILMORE & COSTILL, 1999; SHAGOLD et al., 1994). Tais alterações podem modificar a possibilidade de produzir e controlar movimentos ao redor das articulações e, conseqüentemente, afetar os padrões coordenativos de atividades cotidianas (WINTER, 1991; PRINCE et al., 1997; MURRAY et al., 1969).

A marcha é a atividade habitual mais comum que o ser humano realiza (WINTER, 1991), e é uma habilidade motora fundamental para a locomoção que é automatizada aproximadamente aos sete anos de idade (VIEL, 2001) e permanece relativamente estável por quase toda a vida (WINTER, 1991). Todavia, estudos têm mostrado que o padrão da marcha em idosos difere do padrão encontrado em adultos jovens (VIEL, 2001; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969; PRINCE et al., 1997). Acredita-se que tais diferenças estejam relacionadas à perda progressiva da amplitude das articulações, que ocorre principalmente pela degradação dos tecidos conjuntivos periarticulares (PRINCE et al., 1997). Feland et al. (2001a) consideram o próprio tecido conjuntivo como um dos importantes fatores limitantes da flexibilidade músculo-tendíneo nos idosos.

O encurtamento muscular dos extensores do quadril pode limitar a amplitude de flexão do quadril e/ou extensão do joelho (FELAND et al., 2001a, 2001b; BANDY e IRON, 1994; BANDY et al., 1997; SHAGOLD, 1994; SPIRDUZO, 1995; WIEMANN e HAHN, 1997), reduzindo os movimentos de amplitude articular. O menor comprimento músculo-tendíneo dos flexores da articulação do quadril podem constituir em um fator limitante no desempenho da marcha. Acredita-se que com a diminuição da flexibilidade destes músculos possa haver: i) a redução da amplitude de hiperextensão articular e, conseqüentemente, limitação do comprimento da passada (*stride length*) durante a marcha (KERRIGAN et al., 2003); ii) a compensação da pelve, por um aumento na sua inclinação anterior, que desloca anteriormente o centro de massa e causa instabilidade durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998 e 2003; WINTER, 1991). A redução na flexibilidade da musculatura flexora plantar do tornozelo existente em sujeitos idosos também influencia diretamente o comprimento da passada, a velocidade da marcha

(KERRIGAN et al., 1998; JUDGE et al., 1993 e 1996) e o deslocamento do centro de massa à frente (PERRY, 1992). Estas e outras modificações dos parâmetros cinemáticos podem aumentar o risco de quedas (GEHLSSEN & WHALEY, 1990; WINTER, 1991 e 1992; MAKI, 1997; KERRIGAN et al., 1998 e 2003; KEMOUN et al., 1999 e 2002; MILLS e BARRETT, 2001; BUZZI et al., 2003). Berg et al. (1997) demonstram que 48% das quedas em idosos ocorrem durante a marcha, independente de velocidade de deslocamento, e que muitas dessas quedas têm sido atribuídas a tropeços, bastante freqüentes em idosos. Isso acontece especialmente durante a fase média do balanço¹, onde a extremidade distal do pé passa próxima do solo (MILLS e BARRETT, 2001). Gehlsen e Whaley (1990) estimaram que aproximadamente 20 % da população idosa sofre uma queda anual, que constitui a principal causa de mortes acidentais neste grupo etário.

Lesões decorrentes das quedas geralmente requerem internamento hospitalar (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999) limitando a mobilidade e diminuindo a habilidade funcional do indivíduo, mesmo após a recuperação. Os problemas decorrentes de lesões desta natureza geralmente limitam as atividades físicas, resultando em isolamento social, perda da independência, e necessidade prematura de cuidados mais intensivos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002), que reduzem a qualidade de vida e acarretam elevados custos. 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 (SATTIN, 1992).

Alguns estudos sobre os efeitos de programas de flexibilidade de curto e longo prazo em idosos (FERBER et al., 2002; FELAND et al., 2001b; BROWN et al., 1993 e 2000) têm mostrado melhora na flexibilidade músculo-tendínea e mobilidade articular. Esses e outros efeitos, como a menor tensão da musculatura após exercícios de flexibilidade (MAGNUSSON et al., 1996; MAGNUSSON, 1998), tem sido reportados como fatores que podem reduzir lesões de ordem músculo-tendínea (SPIRDUSO, 1995; ACSM, 1995), além de permitir que as articulações se movimentem com maior liberdade (ACSM, 1998; ALTER, 1999), de forma a facilitar a execução de movimentos como a marcha. Até a presente data, poucos foram os

¹ O termo fase média do balanço refere-se ao termo *mid-swing*, que corresponde a fase da marcha em que o segmento encontra-se na fase de balanço com o pé estando lado a lado ao membro contralateral, aproximadamente a 80% do ciclo da marcha (WINTER, 1991).

estudos encontrados que fazem uma relação direta entre um período de treinamento da flexibilidade e a execução da marcha de indivíduos idosos.

O estudo de Kerrigan et al. (2003) analisou as mudanças na marcha em idosos decorrentes de um programa de flexibilidade aplicado sobre os músculos flexores da articulação do quadril. Nesse estudo, não foram encontradas diferenças entre o grupo que foi submetido a um programa de flexibilidade e o grupo controle, quando observados parâmetros cinéticos e cinemáticos, particularmente ao redor da articulação do quadril. A principal limitação do estudo de Kerrigan et al. (2003) está na utilização de somente um exercício, para um único grupo muscular. Além disso, o programa de flexibilidade não foi supervisionado. Tais fatores podem ter influenciado os resultados do estudo, fazendo com que a comparação das variáveis estudadas antes e após o programa de flexibilidade não fosse significativa. Alguns estudos desenvolvidos em nosso laboratório (CRISTOPOLISKI, 2004; SOUZA, 2006), mostraram que exercícios de flexibilidade para os membros inferiores, compreendendo uma ou mais articulações e conduzidos de maneira supervisionada em somente uma sessão, provocam alterações agudas sobre a marcha de mulheres idosas.

Desta forma, um programa de exercícios de flexibilidade supervisionado que seja aplicado sobre várias articulações pode causar alterações mais expressivas sobre as variáveis associadas à marcha do que exercícios aplicados apenas sobre uma única articulação. Este estudo tem como propósito analisar a influência de um programa sistematizado de flexibilidade para os membros inferiores em idosas sobre alguns parâmetros cinemáticos da marcha. A compreensão dos processos de mudança da marcha diante das alterações orgânicas decorrentes do processo de envelhecimento é de fundamental importância para o entendimento dos mecanismos associados e para a intervenção de programas de atividade física direcionados à terceira idade. Os resultados desta investigação podem auxiliar profissionais na área da saúde a melhorar a capacidade funcional e a qualidade de vida na terceira idade.

1.1. OBJETIVOS

Este estudo teve por objetivo analisar cinematicamente o padrão de locomoção de mulheres na terceira idade em resposta a um programa de flexibilidade. Os objetivos específicos foram:

- a) Determinar e comparar os valores de um conjunto de variáveis temporais da marcha antes e após um período de treinamento de flexibilidade aplicado sobre os músculos extensores e flexores uni e bi-articulares da articulação do quadril e flexores plantares da articulação do tornozelo;
- b) Determinar e comparar os valores de um conjunto de variáveis espaciais que caracterizam a marcha obtida antes e depois de um programa de treinamento dos exercícios de flexibilidade.

1.2. HIPÓTESES

Para cumprir os objetivos do presente estudo, um conjunto de hipóteses sobre as variáveis espaciais e temporais foi levantado:

Variáveis Temporais

- H₁: O tempo da fase de apoio diminui nas participantes após o treinamento de flexibilidade;
- H₂: O tempo da fase de duplo apoio é menor na marcha das idosas após o treinamento de flexibilidade;

Variáveis Espaciais

- H₃: O pico de inclinação anterior da pelve diminui em função do programa de treinamento da flexibilidade;
- H₄: As amplitudes de inclinação lateral e rotação da pelve aumentam após os treinamentos de flexibilidade;
- H₅: A amplitude articular do segmento da coxa e da articulação do quadril durante a marcha após o treinamento de flexibilidade são maiores;
- H₆: A amplitude articular do joelho após os treinamentos aumenta em comparação aos obtidos antes do treinamento;
- H₇: A amplitude articular do tornozelo aumenta após os treinamentos de flexibilidade;
- H₈: O comprimento da passada e a velocidade da marcha das participantes aumentam após o programa de treinamento de flexibilidade;
- H₉: A largura do passo, durante a fase de apoio duplo é menor comparado aos valores encontrados antes do treinamento de flexibilidade das idosas;

- H₁₀: Após o treinamento de flexibilidade, a elevação do pé (*toe clearance*) aumenta nas participantes idosas;
- H₁₁: A velocidade de contato do calcanhar com o solo das participantes diminui após o treinamento de flexibilidade;

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. A MARCHA

2.1.1. Características da marcha

Caminhar é uma das habilidades humanas mais naturais, e que tem a finalidade de transportar o corpo com segurança e eficiência através do terreno desejado, numa amplitude, frequência e velocidade próprias (ZATSIORSKY, 1998; KENDALL et al., 1993). Diferenças entre gênero e idade, por exemplo, mostram valores muito particulares de inúmeras variáveis que compõem a marcha. 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 senil da marcha (MURRAY et al., 1969).

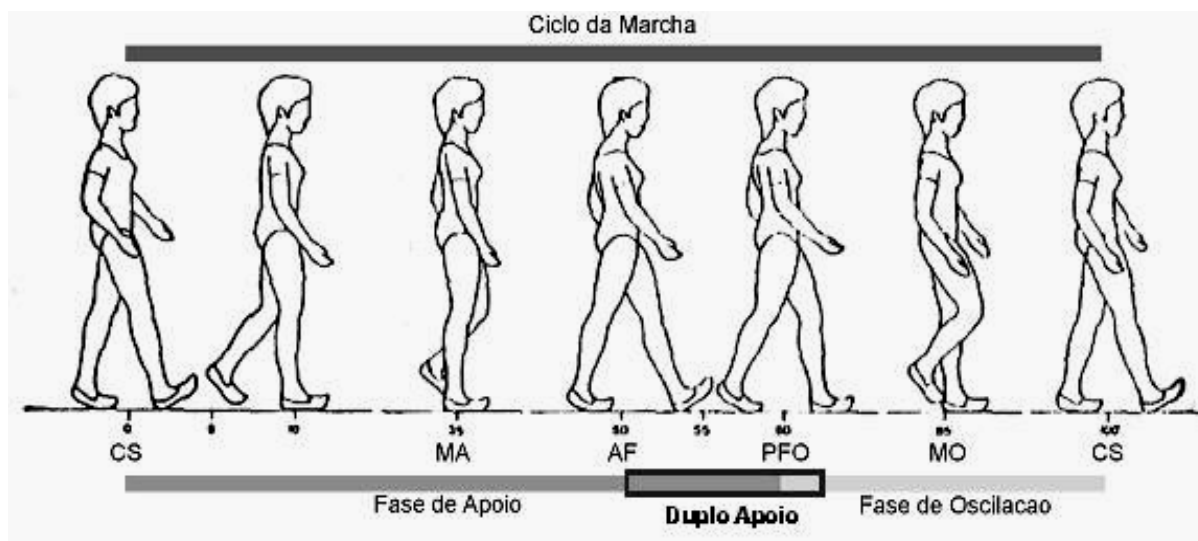
Na marcha existe um padrão descritivo que Allard et al. (1995) e Winter (1991) colocam como sendo o envolvimento da identificação de um número de eventos regulares que ocorrem durante a marcha, chamado de ciclo da marcha. Em função da apresentação regular destes eventos, independente do comportamento das variáveis, é possível comparar a marcha dos diferentes grupos, quer de gênero, etário ou patológicos. Tipicamente o ciclo da marcha é definido entre o contato de um pé (mais especificamente do calcanhar) no solo e um novo contato deste mesmo pé no solo.

O ciclo da marcha é dividido, para cada pé, na fase denominada de fase de apoio (*stance phase*) e fase aérea ou de balanço (*swing phase*) (ZATSIORSKY, 1998; ALLARD et al., 1995; WINTER, 1991). Em indivíduos normais, a fase de apoio começa quando o calcanhar entra em contato com o solo. Na seqüência vem o evento que é chamado de pé plano (*foot-flat*), quando todo o pé está em contato com o solo. Na fase seguinte o pé que está na fase de balanço passa, no plano sagital, pelo pé que se encontra na fase de apoio (contralateral), e é chamada de meio da fase de apoio (*mid stance*). Até esta fase já foram completados cerca de 30% do ciclo da marcha. Em seguida vem o evento chamado de fase final de apoio (*heel-off*), quando o calcanhar vai perdendo contato com o solo e o peso do corpo começa a ser colocado na perna contralateral. A fase de apoio termina no evento

chamado de pré-fase de balanço (*toe-off ou push-off*), quando o pé deixa por completo o solo, onde o sujeito se encontra em torno de 60% do ciclo.

A partir de então começa a fase de balanço, dividida em fase de aceleração e desaceleração. Dividindo as duas fases existe o evento chamado de fase média de balanço (*mid swing*), correspondendo evento da postura média, quando os pés estão lado a lado. Até esta fase cerca de 80% do ciclo da marcha foram completados. Entre a fase de balanço (*swing phase*) e a de contato com o solo (*stance phase*) existe a situação em que o sujeito fica com os dois pés apoiados sobre o solo, qual é chamada de tempo de duplo apoio (*double-support time*). Durante a fase de apoio existe um período em que somente um pé se encontra em contato com o solo, chamado de tempo de simples apoio (*single-support time*) (MOTA et al., 2002; ALLARD et al., 1995; WINTER, 1991). A Figura 1 apresenta um resumo esquemático do ciclo da marcha e suas principais fases.

FIGURA 1 – Ciclo da marcha.



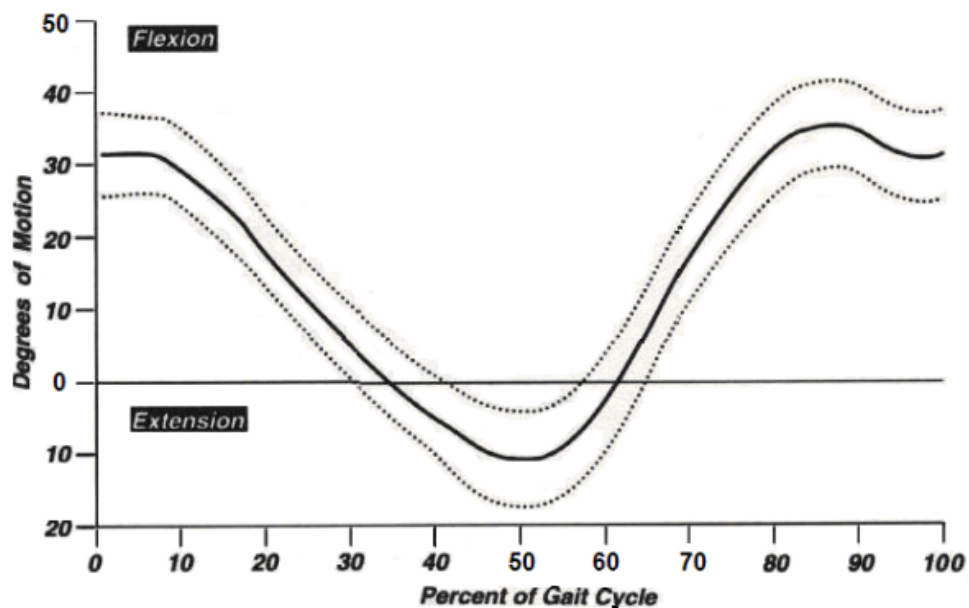
FONTE: Adaptado de Giannini et al., 1994.

NOTA: CS = contato com o solo (0 e 100% do ciclo); MA = meio da fase de apoio (35%); AF = Apoio fase final (50%); PFO = pré-fase de balanço (60%); MO = meio da fase de balanço (85%).

2.1.2. As Articulações dos Membros Inferiores

Em um plano sagital, as articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentam um padrão de movimentação muito bem definido, realizando flexões e extensões sincronizadas de acordo com o momento do ciclo da marcha. As Figuras 2, 3 e 4 ilustram a descrição do comportamento das três articulações.

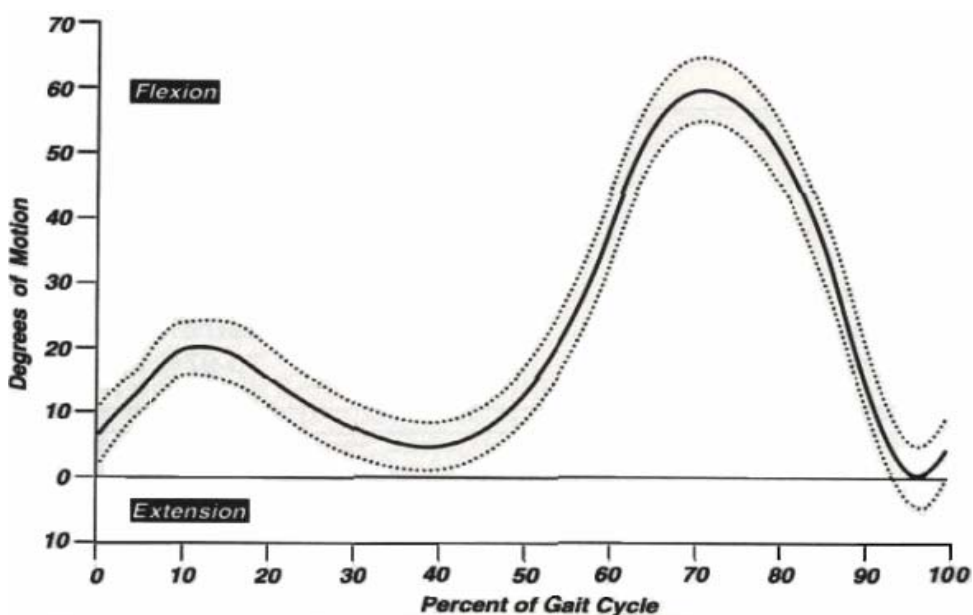
FIGURA 2 – Gráfico normativo da articulação do quadril.



FONTE: Adaptado de Perry, 1992.

O quadril (FIGURA 2) inicia o ciclo da marcha em leve flexão, passando a estender-se 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.

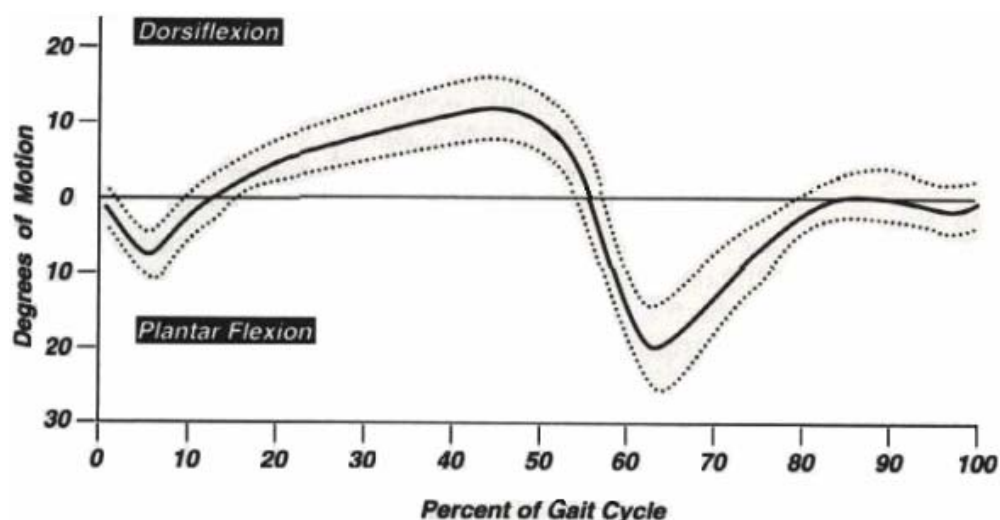
FIGURA 3 – Gráfico normativo da articulação do joelho.



FONTE: Adaptado de Perry, 1992.

O joelho (FIGURA 3) 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 balanço, o joelho flexiona-se diminuindo o tamanho do membro e aumentando a elevação do pé em relação à superfície.

FIGURA 4 – Gráfico normativo da articulação do tornozelo.



FONTE: Adaptado de Perry, 1992.

A articulação do tornozelo (FIGURA 4) 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 invertido 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 balanço, juntamente com a flexão do joelho, existe também a dorsiflexão do tornozelo, com a finalidade de aumentar a elevação do pé em relação ao solo (VIEL, 2001; ROSE e GAMBLE, 1994, PERRY, 1992).

2.1.3. Movimentos da pelve durante a marcha

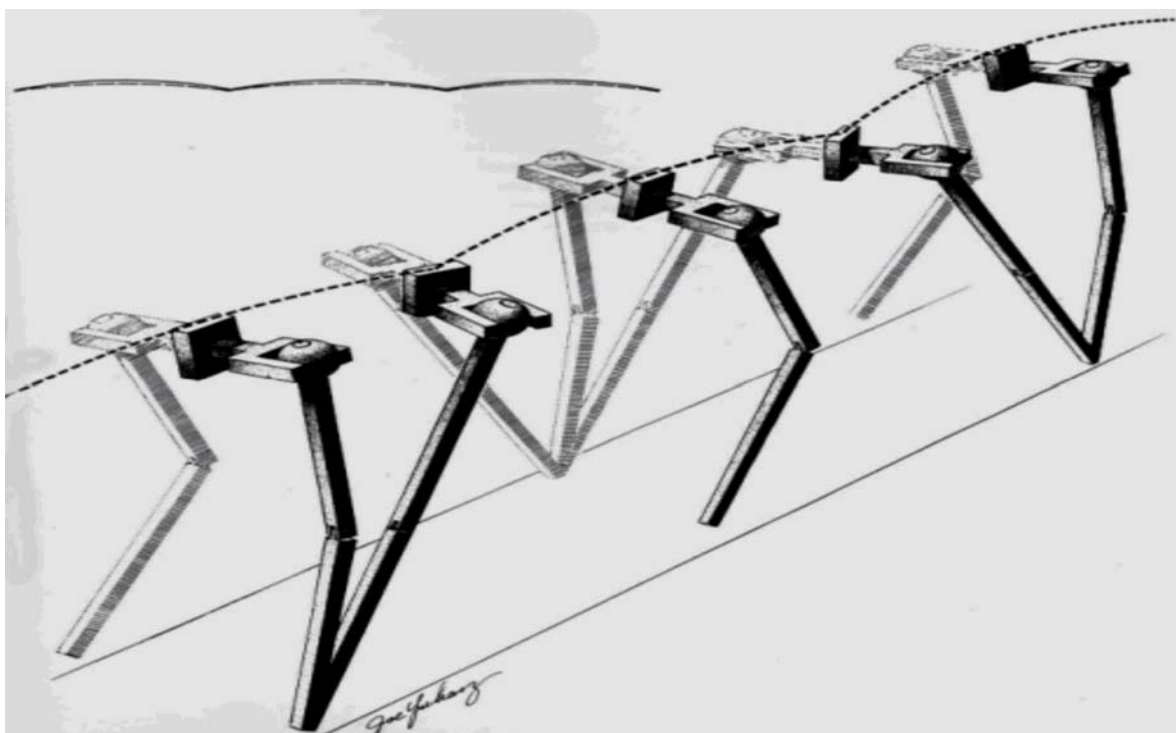
A pelve tem uma propriedade muito importante no processo de aumentar a efetividade e amplitude da marcha: o membro que avança durante a caminhada é acompanhado de uma rotação feita por ela no mesmo sentido, a fim de aumentar a amplitude do deslocamento, fazendo com que a marcha tenha um menor gasto

energético. 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 da altura 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 do biotipo do indivíduo. A sincronia dos movimentos do quadril e da rotação da pelve não parece ser influenciada pelo gênero ou idade, embora as variações intersujeitos sejam marcantes (VIEL, 2001).

A Figura 5 esquematiza o padrão motor da pelve, coxa e da articulação do joelho durante o ciclo da marcha.

FIGURA 5 – Padrão motor da pelve, coxa e da articulação do joelho durante o ciclo da marcha.



FONTE: Adaptado de Rose e Gamble, 1994.

Para que se possa melhor entender e descrever o comportamento da pelve e de cada uma das articulações durante a marcha, as variáveis cinemáticas que as compreendem podem ser quantificadas e analisadas.

2.1.4. Variáveis cinemáticas da marcha

Cinemática é o termo usado para descrever o movimento em si, independente das forças (internas ou externas) que o causaram (WINTER, 1991). Ela envolve cinco principais variáveis: características temporais do movimento, posição ou localização, deslocamento, velocidade e aceleração. As últimas quatro podem ser expressas nas formas lineares e angulares, dando suas descrições cinemáticas (WHITING et al., 1998).

Quando a marcha é quantificada, diversas variáveis podem ser calculadas. Os Quadros 1 e 2 mostram, segundo Mota et al. (2002) e Winter (1991), as principais variáveis temporais e espaciais utilizadas na análise da marcha.

QUADRO 1 – Definição das variáveis temporais.

V A R I Á V E I S T E M P O R A I S	VARIÁVEL	DEFINIÇÃO
	Tempo do ciclo ou passada	Tempo entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o novo contato do calcanhar do mesmo pé. Existe o tempo do ciclo direito e esquerdo.
	Tempo do passo	Tempo entre o contato inicial do calcanhar de um dos pés até o calcanhar do pé contralateral. Existem os tempos do passo direito e esquerdo.
	Tempo de apoio simples	Tempo em que somente um dos pés está em contato com o solo. Vai do contato inicial do calcanhar até a retirada do mesmo pé do solo. Dentro do tempo de um ciclo há um apoio simples (direito ou esquerdo).
	Tempo de apoio duplo	Tempo em que os dois pés estão em contato com o solo durante um ciclo do andar. Vai do contato inicial do calcanhar de um dos pés até a retirada do pé do pé contralateral. Em um ciclo há dois apoios duplos.
	Tempo de balanço	Tempo em que o pé está no ar, começa no momento em que os dedos começam a deixar o solo até o início do contato do calcanhar-solo. Em um ciclo existe um tempo de balanço (direito ou esquerdo).

QUADRO 2 – Definição das variáveis espaciais.

V A R I Á V E I S E S P A C I A I S	VARIÁVEL	DEFINIÇÃO
	Comprimento da passada (<i>stride length</i>)	Distância entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o próximo contato do calcanhar do mesmo pé, na direção do deslocamento, ou seja, dois toques sucessivos do mesmo pé. Cada passada é composta por um comprimento do passo direito e um do passo esquerdo.
	Comprimento do passo (<i>step length</i>)	Distância entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o contato do calcanhar do pé contralateral, na direção do deslocamento.
	Largura do passo	Distância paralela do ponto de contato do calcanhar de um pé com o solo até a linha de progressão à frente do ponto de contato do outro pé ao solo.
	Cadência	Número de passos por minuto.
	Velocidade	Velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos (m/min.).
	Ângulo Articular	Ângulo formado pela união das linhas que definem dois segmentos corporais.

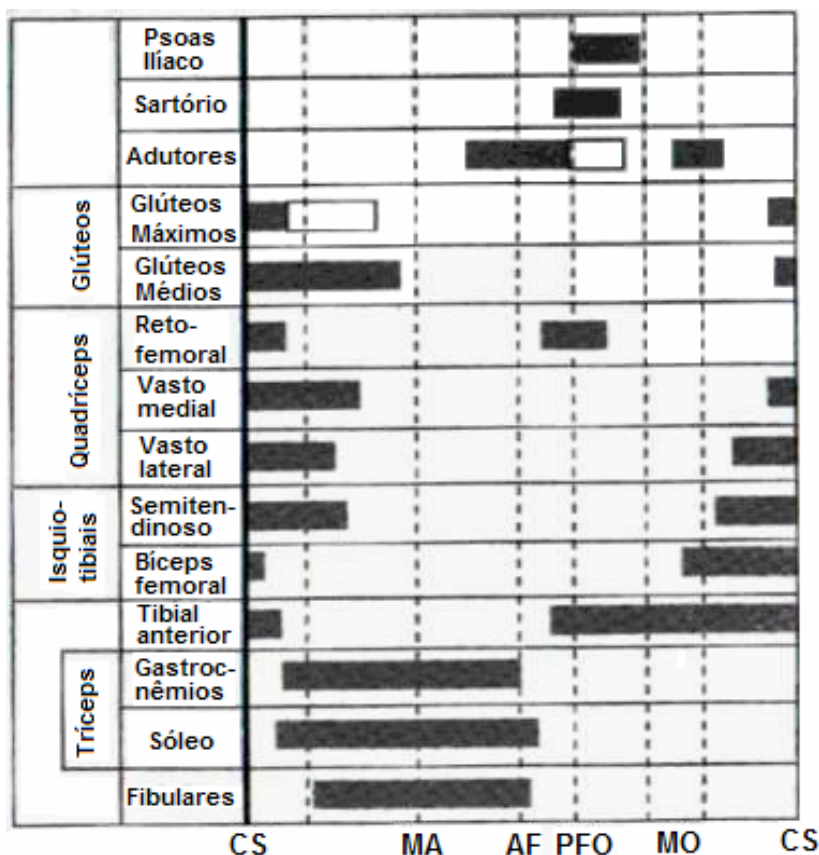
2.1.5. Ações Musculares na Marcha

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 (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 balanço 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).

A Figura 6 apresenta a cronometria de diversos músculos dos membros inferiores e pelve durante o ciclo da marcha.

FIGURA 6 - Cronometria muscular dos membros inferiores e pelve durante a marcha



FONTE: Adaptado de VIEL, 2001.

NOTA: CS = contato com o solo; MA = meio da fase de apoio; AF = Apoio fase final; PFO = pré-fase de balanço; MO = meio da fase de balanço.

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 como 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 abduzora 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).

Procurando entender a seqüência dessas ações musculares ao longo da vida viu-se que a contração muscular do idoso durante a marcha pouco difere do sujeito mais jovem em relação à cronometria muscular (VIEL, 2001). As maiores diferenças ocorrem em razão da capacidade de geração de tensão devido a processos degenerativos naturais ao envelhecimento (SPIRDUZO, 1995; WILMORE & COSTILL, 1999).

2.1.6. Diferenças entre o padrão de marcha de adultos e idosos

A aquisição da habilidade da marcha de um adulto é aprendida e aprimorada desde a infância sendo dependente do desenvolvimento e maturação do sistema nervoso e músculo-esquelético. Ao mesmo tempo, o tamanho, a forma e o alinhamento do sistema músculo-esquelético são influenciados por atividades do desenvolvimento da criança (SKINNER, 1994). O padrão maduro da marcha é adquirido com aproximadamente sete anos de idade e permanece relativamente estável por quase toda a vida, sendo que com o envelhecimento existe um declínio gradativo da performance (PRINCE et al., 1997).

Estudos têm mostrado que o padrão da marcha em idosos é diferente do padrão encontrado em adultos jovens (VIEL, 2001; WINTER, 1991; WATELAIN et al. 2000). As diversas variáveis cinemáticas investigadas deixam bastante claras tais diferenças. Uma das primeiras observações dessa mudança é o aumento na fase de duplo apoio por parte dos idosos (MURRAY et al., 1969; GEHLSSEN & WHALEY, 1990). 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, flexão do joelho (MURRAY et al., 1969, KERRIGAN et al., 2001) e flexão plantar do tornozelo (MURRAY et al., 1969, KERRIGAN et al., 1998) durante a marcha são significativamente menores em indivíduos idosos. 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 a diminuição da complacência muscular ao estiramento (KERRIGAN et al., 2001 e 2003).

A velocidade da marcha também mostra ser sensível ao processo de envelhecimento. Diversos autores mostraram que os idosos apresentam menores

escores comparados a adultos jovens. Há pesquisas afirmando que isso ocorre em decorrência de um menor comprimento de passada, portanto, de uma menor amplitude de movimentação (WATELAIN et al., 2000; WINTER, 1991; PRINCE et al., 1997; RILEY et al., 2001). Outros estudos mostram que a redução na extensão da articulação do quadril, em parte pela inclinação anterior da pelve, pode ser o mecanismo fundamental da diminuição do comprimento da passada e, por consequência, da velocidade de marcha em idosos (KERRIGAN et al., 2001 e 2003; RILEY et al., 2001). Kerrigan et al. (2001) mostraram que isso ocorre também devido à diminuição das amplitudes de rotação e inclinação lateral da pelve. Outros estudos afirmam que essas alterações cinemáticas podem ser influenciadas por modificações cinéticas (LEE et al., 1997; JUDGE et al. 1996). Judge et al. (1996) encontraram uma redução na geração de força por parte do quadril e tornozelo no fim da fase de apoio (*push-off*), o que, segundo a autora, influenciou diretamente a menor velocidade e comprimento do passo (*step length*) durante a marcha dos idosos. Watelain et al. (2000) encontraram resultados parecidos, mas não fizeram relação entre os mesmos. Lee et al. (1997) e Judge et al. (1996) afirmam ainda que a queda na força de extensão do quadril em idosos pode produzir uma grande inclinação anterior da pelve durante a marcha. Kerrigan et al. (1998) discordam dessa relação exposta entre variáveis cinéticas e cinemáticas, relatando que os idosos podem voluntariamente aumentar os momentos e as forças de quadril, joelho e tornozelo quando solicitados a andar rápido, sugerindo que os fatores cinéticos não limitaram suas performances.

A cadência é uma variável que mostra grande diversidade com relação aos resultados encontrados. Há estudos mostrando valores maiores em idosos na velocidade confortável da marcha (JUDGE et al., 1996; WATELAIN, 2000). Outros não encontraram diferenças (RILEY et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998; KANAVAGH et al., 2004). Já outros encontraram valores menores (SADEGHI et al., 2002; MURRAY et al., 1969; WINTER, 1991).

Em condições normais de caminhada, as diferenças entre idosos e adultos jovens que persistiram independentes da velocidade da marcha dos idosos foram: o menor pico de extensão do quadril e um aumento do pico de inclinação anterior da pelve; a redução na flexão plantar e geração de força do tornozelo (KERRIGAN et al., 1998); a maior velocidade de contato do calcanhar com o solo (MILLS e BARRETT, 2001; WINTER, 1991) e maior tempo de fase de apoio (MURRAY et al.,

1969), identificando que essas são as principais variáveis que influenciam e diferem a marcha de idosos dos adultos jovens. As modificações dos parâmetros cinemáticos encontrados nos idosos fazem com que o idoso tenha o que se chama de padrão senil de marcha (MURRAY et al., 1969).

Essas mudanças cinemáticas nas articulações, ocasionadas pelo envelhecimento, resultam em um aumento na variabilidade (MAKI, 1997) e em uma postura instável durante a marcha (BROWN et al., 2002). Em consequência dessa instabilidade, os idosos são propensos a buscar uma base mais estável de suporte para controlar a ação das articulações (WATELAIN et al., 2000). Em função disso, outras modificações no padrão cinemático da caminhada são feitas. O aumento da largura do passo, comparada à marcha de um adulto jovem, é uma das estratégias (OWINGS et al., 2004a e 2004b; MURRAY et al., 1969), buscando a menor inclinação do centro de massa à frente. A estratégia do *feet-in-place* (pé no lugar) também é usada (WOOLLACOTT et al., 2002), fazendo com que o tempo de apoio seja maior; o aumento na co-ativação do músculo vasto lateral e tibial anterior, que tem um déficit de força com o envelhecimento (LAUGHTON et al., 2003) faz com que os idosos co-ativem muito mais seus músculos antagonistas junto aos agonistas, diminuindo a instabilidade na marcha, mas tendendo a uma maior rigidez muscular e, conseqüentemente, articular (COOK-SHUMWAY et al., 1995).

A maior inclinação anterior da pelve em idosos faz com que os músculos extensores do quadril obtenham um comprimento mais favorável, encontrando assim, um ponto de equilíbrio para compensar a perda da capacidade visco-elástica desta musculatura associada à idade (WINTER, 1991; PRINCE et al., 1997). Kerrigan et al. (1998) entendem que o comprimento do passo, o qual é diminuído no idoso, também é adotado como estratégia. O aumento do tempo de duplo apoio e diminuição do tempo gasto na fase de balanço durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969; HUNT et al., 1994) são outras características vistas no idoso que busca um maior controle sobre as articulações durante a marcha. Estas alterações no padrão da marcha, além de limitarem o desempenho da marcha, apresentam-se como indicativos sobre a questão do risco de quedas na terceira idade (GEHLSSEN & WHALEY, 1990; WINTER, 1991 e 1992; MAKI, 1997; KERRIGAN et al., 1998 e 2003; KEMOUN et al., 1999 e 2002; MILLS e BARRETT, 2001; BUZZI et al., 2003).

Idosos que já sofreram alguma queda tendem a adotar um padrão diferente da marcha comparado aos que nunca sofreram acidentes dessa natureza (TINETTI et al., 1994). A diminuição ainda maior nas amplitudes articulares de quadril e tornozelo (KEMOUN et al., 2002), na velocidade, no comprimento da passada e o aumento na largura da base de suporte na fase do duplo apoio e a própria fase de duplo apoio (GEHLSSEN & WHALEY, 1990; MAKI, 1997; KEMOUN et al., 1999 e 2002), são as principais características nessa população. Essas alterações da marcha acontecem, porque o indivíduo tem medo de cair novamente (MAKI, 1997; HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; HERMAN et al., 2004), levando a uma diminuição das atividades cotidianas e ao aumento da dependência de outras pessoas (TINETTI et al., 1994).

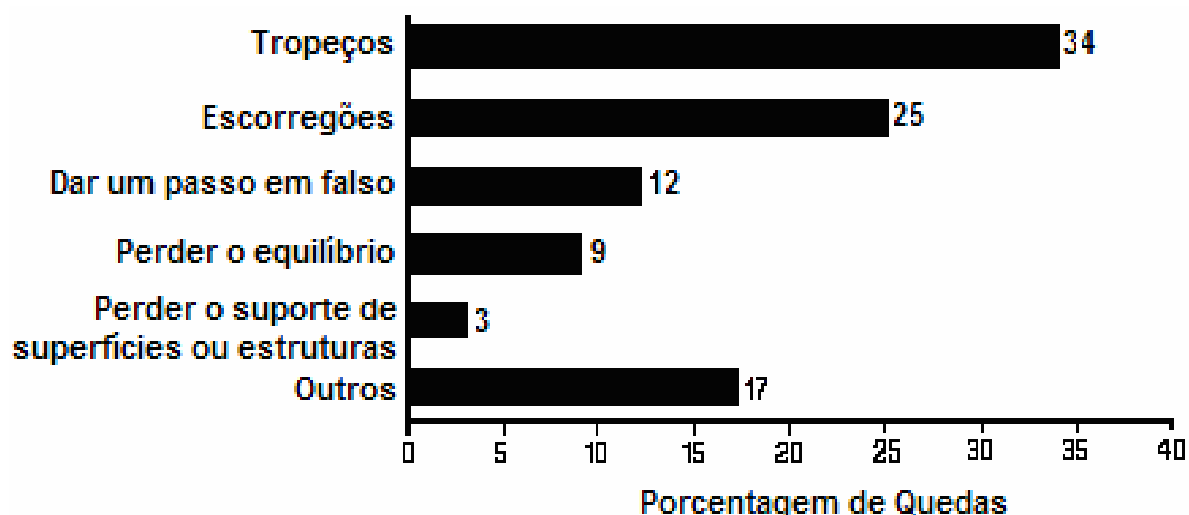
2.1.7. Os idosos e as quedas durante a marcha

As quedas estão entre os mais comuns e sérios problemas entre pessoas idosas (BERG et al., 1997; WHITING et al., 1998). Estima-se que o governo Norte Americano gaste em torno de 10 bilhões de dólares anualmente com o tratamento de idosos que sofreram lesões em decorrência de quedas (SATTIN, 1992). Outros estudos confirmam que a maior frequência e severidade das quedas ocorrem após os 60 anos de idade (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, 2001) e que dependendo da natureza da queda, a fratura pode ser mais grave (queda lateral com a região pélvica) (NEVITT e CUMMINGS, 1993). De fato, cerca de 90% das fraturas de quadril são em decorrência de uma queda (SPIRDUZO, 1995; PRINCE et al., 1997). Em outro estudo desenvolvido na região sul do Brasil, entre as internações hospitalares ocasionadas por causas externas cujo diagnóstico principal era os traumatismos de quadril e coxa, onde 62,5% foram devidos às quedas (MATHIA et al., 2006). Não somente a região do quadril, mas outras partes do corpo também sofrem em consequência de quedas: 36% dos traumatismos de membro superior, 63,2% dos traumatismos de membro inferior, 37,5% dos de cabeça e pescoço e 66,7% de outras localizações, como tórax e abdome e traumatismos múltiplos foram em consequência das quedas (MATHIA et al., 2006). Isso faz com que o risco de morte nas pessoas idosas seja aumentado. Estimou-se que, a cada ano, aproximadamente 20 % da população idosa sofre quedas (GEHLSSEN & WHALEY, 1990), que são a principal causa de mortes acidentais neste grupo etário (BAKER,

1985; GEHLSSEN & WHALEY, 1990). Isso fica mais evidente em mulheres, pois em geral, elas são muito mais suscetíveis a fraturas após as quedas comparadas aos homens (HAUSDORFF et al., 1997; WHITING et al., 1998; MATHIA et al., 2006). Berg et al. (1997) relataram que todas as lesões registradas proveniente das quedas em seu estudo ocorreram em mulheres.

Existe uma alta correlação entre as quedas e atividades que requerem a extensão do quadril e a flexão plantar do tornozelo, como a caminhada (KERRIGAN et al., 1998). A falta do controle motor sobre a marcha dos idosos, decorrente do próprio envelhecimento, mostra que entre 31% e 53% das quedas são conseqüências dos idosos andarem apressados (BERG et al., 1997; PRINCE et al., 1997). Além disso, a execução da marcha, independente de velocidade, perfaz um total de 48% das quedas em idosos, 24% em superfícies sem obstáculos e 24% em superfícies com diferentes níveis (BERG et al., 1997). Isso fica bem evidente quando o mesmo estudo relata que os tropeços e escorregões, que perfazem juntos 59% das causas acidentais (FIGURA 7), são os principais motivos dos idosos caírem, especialmente durante a fase média do balanço.

FIGURA 7 – Causas de quedas em sujeitos idosos.



FONTE: Modificado de Berg et al., 1997.

Durante 80% de um ciclo completo da marcha, o indivíduo se encontra em uma condição de simples apoio, tendo o seu centro de massa lançado à frente, gerando assim uma instabilidade e menor controle sobre os movimentos (WINTER, 1992 e 1995). Principalmente entre os idosos, que já têm o balanço médio-lateral na marcha comprometido (LAUGHTON et al., 2003), aumenta-se muito a probabilidade

de que interferências externas sobre o membro oscilante durante a fase média do balanço (*mid-swing*) – 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 (WINTER, 1991 e 1992; WOOLLACOTT et al., 2002; BUZZI et al., 2003). Esta é a fase onde a extremidade distal do pé passa mais próxima do solo (MILLS e BARRETT, 2001), sendo um momento crítico durante a marcha, pois é exatamente onde o pé alcança sua maior velocidade horizontal (WINTER, 1992). Além disso, idosos que têm um atraso na dorsiflexão durante a fase de balanço aumentam as possibilidades de sofrerem quedas (KEMOUN et al., 2002). Esta situação requer maior atenção das mulheres, pois os tropeços são situações que um relevante número de idosas sofre quedas (BERG et al., 1997). Esse fato torna-se mais evidente quando uma pessoa caminha executando uma segunda tarefa que requer maior atenção cognitiva (WOOLLACOTT et al., 2002) ou a simples distração de não observar o terreno (BERG et al., 1997) pode interferir na recuperação postural, levando à queda.

Os escorregões estão principalmente ligados ao fato de que os idosos têm uma maior velocidade de contato do calcanhar no solo, independente da velocidade da marcha (WINTER, 1991; MILLS e BARRETT, 2001), principalmente quando caminham em superfícies que tem pouca aderência (BERG et al., 1997; HONEYCUTT e RAMSEY, 2002). Tal diferença pode explicar porque os escorregões são relevantes nas causas de quedas dos idosos (MILLS e BARRETT, 2001), principalmente em homens, onde a maioria das quedas acontece em decorrência de escorregões (BERG et al., 1997). De fato, a menor geração de força no final da fase de apoio (*push-off*) resulta um menor controle do joelho na sua projeção para frente, o qual pode direcionar para uma velocidade maior do pé, resultando no aumento do risco de quedas (WATELAIN et al., 2000).

2.2. A FLEXIBILIDADE

A flexibilidade é resultado da interação de vários fatores como a capacidade flexível da articulação, capacidade extensível da musculatura e dos tendões, podendo ser definida como a habilidade de mover o corpo e suas partes dentro dos seus limites máximos sem causar danos às articulações e aos músculos envolvidos

(MARINS E GIANNICHI, 1998) ou como o grau de amplitude que uma ou mais articulações tem para desenvolver determinadas tarefas (ACSM, 1998).

Relacionando ao movimento, a flexibilidade dinâmica ou funcional, refere-se à habilidade para usar a amplitude de movimento articular na realização de uma atividade, seja ela rápida, moderada ou lenta (ALTER, 1999).

O seu desuso leva ao encurtamento muscular, assim reduzindo a amplitude de movimentação (SPIRDUZO, 1995; KERRIGAN et al., 2001) e aumentando a predisposição a lesões (SEMENICK, 1994). As maiores perdas em flexibilidade foram vistas na musculatura que faz a extensão posterior dos membros inferiores. Menores perdas são evidenciadas na flexão anterior, evidenciadas com maior ênfase a partir dos sessenta anos de idade (SPIRDUZO, 1995). Isso ocorre devido ao fato de existirem poucas atividades em que são usados movimentos em extensões posteriores, ao contrário da flexão anterior (SPIRDUZO, 1995), como a marcha. Uma adequada amplitude de movimentação em todas as articulações do corpo é importante para manter um nível acessível de função músculo-tendínea em idosos (ACSM, 1995; SPIRDUZO, 1995).

Para que se entenda o comportamento mecânico do tecido muscular e tendíneo sob o efeito da tensão de exercícios de flexibilidade, três termos são de suma importância: 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 semilíquida (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), ou seja, quanto maior tempo de emprego da carga, maior será a deformação e o tempo de retorno ao tamanho original.

A visco-elasticidade é, por conseqüência, a combinação das propriedades elásticas e viscosas do complexo músculo-tendíneo, onde o material deforma-se

gradativamente em resposta à tensão aplicada e gradualmente retorna a sua dimensão original após o término dessa tensão (WATKINS, 1999).

Segundo Alter (1999) existem três tipos básicos de flexibilidade: 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 se refere à habilidade para usar a amplitude de movimentação articular na realização de uma atividade, seja ela rápida, moderada ou lenta.

Os exercícios de flexibilidade têm como principal função aumentar progressivamente a amplitude de movimentação de uma articulação ou de um grupo de articulações através de dois grandes efeitos na unidade músculo-tendínea: pelo reflexo de inibição mediada pelos mecanorreceptores e pela tensão visco-elástica (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 movimentação 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.

Dentre as várias técnicas de aplicação de exercícios de flexibilidade, 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. O principal argumento contra o alongamento balístico é a alta taxa de tensão aplicada 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. Em se tratando do desenvolvimento da flexibilidade em idosos, o alongamento estático é o método mais comumente recomendado (ACSM, 1995) e usado em clínicas geriátricas (FELAND et al., 2001a). Esse método envolve um risco de lesão muito baixo, possui o máximo controle sobre o movimento e requer pouco tempo e nenhuma assistência para executá-lo, sendo ainda bem eficiente. Ele envolve o alongamento lento da musculatura a um ponto onde o grau

alcançado não pode causar dor, somente um suave desconforto (ACSM, 1995). A facilitação neuromuscular proprioceptiva ou FNP pode ser definida como um método de promover ou acelerar a resposta do mecanismo neuromuscular através da estimulação dos proprioceptores (ALTER, 1999).

Alguns estudos (FELAND et al., 2001a; FERBER et al., 2002; SCHUBACK et al., 2004) têm comparado a eficácia dos diferentes métodos de alongamento, em particular o estático e o FNP. Feland et al. (2001a) não encontrou diferenças significativas em ganhos de amplitude articular após o alongamento quando utilizou em grupos distintos de participantes idosos o método estático e FNP, apesar de ambos os grupos aumentarem a flexibilidade em relação ao grupo controle. Neste estudo, os participantes com idade inferior a 64 anos e que usaram a metodologia por FNP, apresentaram maior ganho no alongamento quando comparados a participantes mais idosos que utilizaram o mesmo método.

Essa diferença da efetividade do método FNP em função da idade pode estar associada com mudanças músculo-tendíneas e fisiológicas do processo de 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 (FNP) em comparação ao método estático nos idosos, porém o nível de atividade eletromiográfica 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 eletromiografia (EMG) encontrados no músculo alongado, e da diminuição das capacidades elásticas da musculatura. Em estudo realizado com jogadores de futebol semi-profissionais, foi encontrada uma diminuição no pico de torque de extensão do joelho da perna dominante que fora 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 houve diferenças (ZAKAS et al., 2006).

Mas independente de tais comparações, é importante salientar que apesar de que tanto o método estático (MAGNUSSON, 1998; CHAN et al., 2001) quanto o FNP (MAGNUSSON et al., 1996) não serem capazes de evitar diretamente a ocorrência de lesões (ANDERSEN, 2005; THACKER et al., 2004; POPE et al., 2000), promovem a diminuição da tensão viscoelástica da musculatura, fazendo com que danos de ordem músculo-tendíneas possam ser diminuídos (SPIRDUSO, 1995; ACSM, 1995). Isso fica mais evidente quando um maior tempo é proposto para o programa de exercícios de flexibilidade (CHAN et al., 2001).

Quanto 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 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., 2005; FELAND et al., 2001b; BANDY et al., 1997) têm procurado estudar a efetividade no aumento da amplitude de movimentação articular com diferentes tempos de execução de exercícios de flexibilidade, em especial na população idosa. Tempos de manutenção de 15 s, 30 s ou 60 s têm demonstrado ganhos similares aos obtidos em participantes jovens (BANDY et al., 1997). Na população idosa não foram encontradas diferenças nos ganhos de amplitude articular quando protocolos de 4 x 15 s alternando os membros, 2 x 30 s alternando os membros ou 1 x 60 s cada membro foram utilizados (ZAKAS et al., 2005). Em especial na população extremamente idosa (75-95 anos), períodos de 60 s mostraram maior 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.

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

Logo após a execução dos exercícios de flexibilidade o que se tem é uma alteração temporária, chamada de elástica, das características musculares. Sua execução constante faz com que ocorram alterações com maior tempo de efeito dessas características, chamadas de alterações plásticas. O que se encontra no músculo logo após a sessão de alongamento é 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; ACSM, 1998; WIEMANN e HAHN, 1997; MAGNUSSON et al., 1996, 1998 e 2000), chamado de efeito elástico. Essa diminuição do nível de excitabilidade muscular acaba inclusive refletindo de maneira direta na capacidade de geração de tensão por parte da musculatura alongada. Marek et al. (2005) investigaram o efeito de duas técnicas de aplicação de exercícios de alongamento (estático e PNF) na capacidade de geração de força, torque e atividade eletromiográfica de músculos previamente alongados. Logo após o protocolo de alongamento (quatro repetições de 30 segundos com 20 segundos de intervalo) os picos de torque, de força e de atividade eletromiográfica decaíram significativamente com a utilização de ambos os protocolos e em movimentos lentos e rápidos. Ainda não se sabe ao certo se estas mudanças podem se estender exercícios ministrados em longo prazo (efeito plástico).

Alterações de ordem plástica são referentes a mudanças, reversíveis ou não, no complexo músculo-tendíneo. 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; WATKINS, 1999). Essas alterações plásticas só são conseguidas após um período razoável de sessões de exercícios de flexibilidade onde se verifica uma diminuição permanente da tensão passiva em repouso também em uma posição mais alongada (KUBO et al., 2002; CHAN et al., 2001).

2.2.1. Fatores que influenciam a flexibilidade

Existem dois tipos de fatores que podem influenciar a flexibilidade: os fatores endógenos, relacionados à pessoa, e os fatores exógenos, relacionados ao ambiente e exercícios propostos.

Dentre tantos fatores, são explicitados aqui os que são de interesse neste estudo:

Hora do dia – Ao acordar, todos os componentes plásticos do corpo estão em sua forma original, devido às horas em que o organismo esteve deitado, não sendo submetido à ação da gravidade no sentido longitudinal, mas sim no sentido transversal. Esse fato pode provocar uma resistência aos movimentos de maior amplitude que, por dependerem de um estiramento da musculatura e de execução de um arco articular expressivo, levam a deformação dos componentes plásticos envolvidos. Anexo a isso, existe a grande sensibilidade dos fusos musculares ao estiramento pela manhã. Algumas horas depois, tais fatores já foram contornados, e a flexibilidade atinge seus níveis normais (ALLERHEILIGEN, 1994; DANTAS, 1999).

Temperatura ambiente – O frio reduz a elasticidade muscular com óbvios reflexos sobre a flexibilidade. Inversamente, a temperatura ambiente alta acarreta uma elevação da temperatura corporal, com efeito, inibitório sobre os motoneurônios gama e conseqüente relaxamento da musculatura e aumento da flexibilidade (ALLERHEILIGEN, 1994; DANTAS, 1999).

Exercícios de aquecimento – Um exercício de aquecimento realizado a 60% do VO₂ máx., com duração de 5 a 20 minutos, é capaz de provocar um aumento de 2° a 3°C na temperatura corporal, causando os seguintes efeitos benéficos sobre a flexibilidade: diminuição da viscosidade dos líquidos orgânicos; aumento de 12% a 13% da espessura da cartilagem articular pela penetração de fluído; diminuição do tempo de transição entre os estados de contração e relaxação (ALLERHEILIGEN, 1994; DANTAS, 1999).

Gênero – A capacidade visco-elástica do complexo músculo-tendíneo é um fator determinante na diferença entre os gêneros (KUBO et al., 2003). Indivíduos do sexo masculino apresentam menor flexibilidade e maior tensão de repouso e ativa quando comparados a mulheres da mesma faixa etária. Isso se deve à maior quantidade de massa muscular e ao tamanho dos segmentos dos homens (BLACKBURN et al., 2004). Outra diferença marcante diz respeito à deterioração das características funcionais do sistema muscular (SHEPHARD, 1997). Essa deterioração acaba manifestando-se de diferentes maneiras nos homens e mulheres, o que influencia dessa forma a geração de força e flexibilidade.

Idade – Quanto mais velha a pessoa, menor a sua flexibilidade. Existem algumas características fisiológicas do idoso que explicam essa relação entre idade e flexibilidade.

2.2.2. Relação entre envelhecimento e flexibilidade

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). Os tendões e as fáscias musculares são particularmente susceptíveis ao espessamento devido à idade (SPIRDUZO, 1995; ALTER, 1999). Essas características mostram que ocorre uma deterioração dos tecidos conjuntivos periarticulares (PRINCE, 1997). Feland et al. (2001a) afirmam que o tecido conjuntivo é o maior fator que influencia a flexibilidade músculo-tendínea.

No intuito de que estes efeitos sejam minimizados, estudos foram feitos sobre a execução de exercícios de alongamento em idosos a curto e longo prazo. Estudos que analisaram os efeitos agudos da flexibilidade, afirmam que os métodos de alongamento FNP e estático aumentam significativamente a flexibilidade e que uma repetição de alongamento de ambos os métodos parece aumentar a amplitude de movimentação do joelho (extensão) comparado com o não alongamento (FELAND et al., 2001b). Ferber et al. (2002) encontraram que três técnicas de execução do método FNP aumentam a amplitude de movimentação do joelho (flexão) dos idosos, sendo executados uma vez durante 80 s. Mas independente do método, ambos demonstraram efeitos agudos similares em mulheres com 65 anos ou mais (FELAND et al., 2001b). Em estudos em longo prazo, onde atividades de flexibilidade feitas em casa durante três meses por idosos com fragilidade muscular, melhoraram a amplitude de movimentação passiva na flexão e rotação interna de quadril, flexão de joelho e dorsiflexão (BROWN et al., 2000). Além disso, idosos que praticam constantemente atividades que estimulam o alongamento muscular, como o Tai Chi Chuan (LAN et al., 1996; WOLF et al., 2003) e o Tae Kwon-Do (BRUDNAK et al., 2002) têm, por consequência, melhores níveis de flexibilidade comparados com idosos sedentários ou àqueles que têm um nível habitual de atividade física

(RONSKY et al., 1995). Isso fica mais evidente no estudo feito por King et al. (2002), onde idosos que tinham um treinamento supervisionado de atividades físicas, incluindo os exercícios de alongamento, melhoraram diversas variáveis, dentre elas, a flexibilidade, mas à medida que os exercícios deixavam de ter a supervisão direta, houve, em hipótese, um abandono das atividades fazendo com que o nível de desempenho físico caísse.

Muitas vezes este desenvolvimento da flexibilidade é associado somente ao aumento da amplitude de movimentação passiva das articulações, fazendo com que poucos estudos tenham a incumbência de pesquisar a relação entre um período de treinamento da flexibilidade e a melhora na amplitude de movimentação dinâmica, mais especificamente na marcha.

2.3. RELAÇÃO ENTRE MARCHA E FLEXIBILIDADE

As alterações músculo-tendíneas que ocorrem com a perda da flexibilidade, através da diminuição das capacidades elásticas, por exemplo, influenciam negativamente a mobilidade das articulações (KERRIGAN et al., 1998; KERRIGAN et al., 2003) e diminuem a eficiência muscular em atividades dinâmicas, como a marcha (LEE et al., 1997), em que ciclos de encurtamento e extensão muscular (*stretch-shortening cycle*) são repetidos sistematicamente (KUBO et al., 2005), especialmente na população idosa.

Devido às alterações provenientes do envelhecimento, estudos que relacionam a execução da marcha e flexibilidade mostram que um programa curto de exercícios pode aumentar a velocidade da marcha em idosos (JUDGE et al., 1993; PUGGAARD, 2003). Kerrigan et al. (1998) sugerem que exercícios específicos para alongamento dos flexores de quadril podem melhorar o desempenho da caminhada. O mesmo pode-se dizer do conjunto de músculos que estendem o quadril, pois seu encurtamento e fraqueza podem limitar sua amplitude de flexão e/ou extensão do joelho (FELAND et al., 2001a, 2001b; BANDY e IRON, 1994; BANDY et al., 1997; SHAGOLD, 1994; SPIRDUZO, 1995; WIEMANN e HAHN, 1997) e reduzir a amplitude de extensão articular do quadril (KERRIGAN, 2001), limitando o movimento. Os exercícios de flexibilidade devem se estender ao joelho, onde a falta de flexibilidade influencia negativamente o comprimento da passada na marcha dos idosos (SPIRDUZO, 1995) e à articulação do tornozelo, que

desempenha um papel fundamental durante a marcha (WINTER, 1991; PERRY, 1992; JUDGE et al., 1996; VIEL, 2001), no *push-off*, dentro fase de apoio (para a propulsão da perna em contato com o solo) ou na fase de balanço (quando evita que a parte anterior do pé entre em contato com o solo). Gajdosik (2004) relatou que a limitação da musculatura da panturrilha é resultado das mudanças ocorridas nas articulações, ligamentos, tendões e pele, além da própria mudança ocorrida na estrutura muscular. A literatura mostra que uma rigidez evidenciada nos músculos flexores plantares do tornozelo pode levar a uma inclinação do tronco e levar o centro de gravidade à frente (PERRY, 1992). Tal limitação pode fazer com que a marcha do idoso não seja tão estável e eficiente, comparada à de um jovem.

Existe um limitado número de estudos que procuram relacionar diretamente os efeitos positivos de um programa de flexibilidade a um melhor desempenho da marcha, especialmente de idosos. Roberts et al. (1999) fizeram um treinamento de cinco semanas de alongamento estático de cinco e 15 segundos de duração nos membros inferiores, com uma amostra composta somente por pessoas jovens. Foi relatado que os grupos de cinco e 15 segundos não diferiram na comparação na amplitude de movimentação passiva, mas na ativa o grupo de 15 segundos mostrou significantes valores (ganho de $\pm 8,5^\circ$) comparando-os com o grupo de 5 segundos (ganho de $\pm 5^\circ$). Em estudos recentes com a terceira idade, Brown et al. (2000), apesar de descobrirem resultados positivos com a amplitude de movimentação passiva, não encontraram melhoras significantes da marcha e no equilíbrio após os três meses de exercícios de flexibilidade. Os estudos foram conduzidos sem supervisão direta do treinamento. Na pesquisa que mais se assemelha à proposta do presente estudo, Kerrigan et al. (2003) analisaram as mudanças na marcha em idosos submetidos a um programa de flexibilidade dos músculos flexores da articulação do quadril. Tal programa teve a duração de 10 semanas, feitos de maneira regular, porém sem supervisão direta nas sessões de treinamento. Não foram encontradas diferenças entre os grupos tratamento e controle quando observados a velocidade de caminhada e diversos parâmetros cinemáticos ou cinéticos. Como resultado, um aumento no pico de flexão plantar e força do tornozelo foram encontrados, induzidos, segundo o autor, por um aumento, mesmo que não significativo, no pico de extensão dinâmica do quadril e na diminuição da inclinação anterior de pelve no grupo de tratamento, em velocidade de caminhada confortável e mais rápida. Uma pequena melhora no pico de extensão estática do

quadril no grupo de tratamento comparado com o de controle foi descoberta. Os resultados encontrados na extensão, tanto estática quanto dinâmica, do quadril sugerem que a redução da extensão desta articulação ocasionada pela idade durante a marcha, é o resultado de uma tensão na flexão estática do quadril, do que necessariamente uma consequência dinâmica (KERRIGAN, et al., 2003). Presume-se que os resultados encontrados tiveram estas características devido a dois fatores: i) à não supervisão do programa de flexibilidade, fazendo com que não existisse o controle da frequência e assiduidade dos idosos no desenvolvimento do protocolo de flexibilidade (KING et al., 2002); ii) e a execução de somente um exercício de flexibilidade, para um único grupo muscular (os músculos flexores da articulação do quadril) dos vários que compõem o aparelho locomotor, de maneira que um maior número de exercícios poderia propiciar um resultado mais significativo.

Alguns estudos desenvolvidos em nosso laboratório (CRISTOPOLISKI, 2004), mostraram que um maior número de exercícios de flexibilidade para os membros inferiores, conduzidos de maneira supervisionada, em somente uma sessão, provoca alterações sobre a marcha de mulheres idosas. Entende-se que tais efeitos podem ser ainda maiores a partir do momento que um programa de exercícios de flexibilidade feito de forma correta seja oferecido aos idosos, fazendo com que atividades, como a marcha, possam ser executadas com maior facilidade e menor risco de acidentes.

3. METODOLOGIA

3.1. POPULAÇÃO/AMOSTRA

O presente estudo teve caráter experimental onde foram recrutadas vinte mulheres idosas saudáveis pertencentes à comunidade local. Dentre as vinte participantes, doze foram selecionadas aleatoriamente para o grupo experimental ($65,9 \pm 4,2$ anos e IMC de $24,9 \pm 3,5 \text{ kg/m}^2$) e oito para o grupo controle ($65,4 \pm 2,9$ anos e IMC de $24,7 \pm 1,0 \text{ kg/m}^2$). Um maior número de participantes foi direcionado para o grupo experimental devido ao maior risco de perda amostral. Foi solicitado às participantes que apresentassem um exame médico autorizando a prática da atividade física. As participantes selecionadas não poderiam ter problemas físicos conhecidos que comprometessem a execução da marcha ou estivesse praticando qualquer tipo de programa sistematizado de atividade física durante os 12 meses que precederam o estudo. Além disso, o questionário modificado de Baecke (VOORRIPS et al., 1991 e 1997; FLORINDO et al., 2004) que quantifica as atividades físicas em idosos foi empregado para selecionar idosas que mantêm suas atividades do dia-a-dia de maneira independente - Vide ANEXO I e II. Não foram inclusos indivíduos de ambos os sexos em função de diferenças visco-elásticas presentes entre os gêneros (KUBO et al., 2003) o que poderia mascarar os resultados obtidos. Os procedimentos experimentais deste estudo tiveram a aprovação do conselho de ética de pesquisa da UFPR sob o documento de número 006-06, em 17 de março de 2006.

3.2. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Após assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE I) as participantes compareceram ao laboratório para duas sessões experimentais, nas quais o padrão da marcha e a avaliação da amplitude articular estática foram analisados antes (PRE) e após (POS) um programa de flexibilidade. O grupo experimental compareceu a 12 sessões de treinamento, onde um conjunto de exercícios de flexibilidade foi desenvolvido. As participantes do grupo controle fizeram somente a avaliação da marcha e da amplitude articular estática. O intervalo de tempo entre a avaliação PRE e POS da marcha e da amplitude articular estática

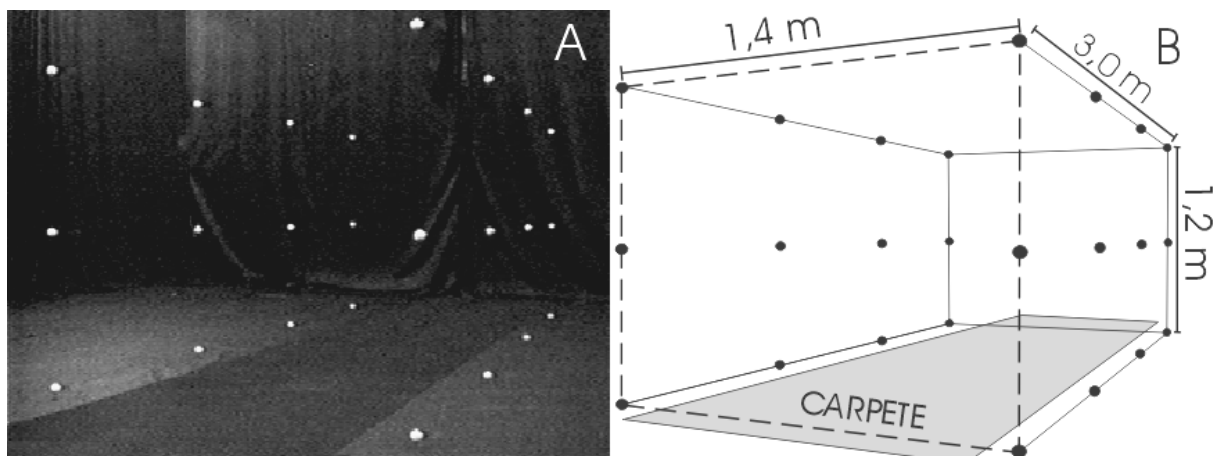
foi o mesmo para ambos os grupos. Um grupo não teve conhecimento sobre os procedimentos metodológicos tomados para o outro grupo. A descrição dos procedimentos experimentais para a análise da marcha, da amplitude articular estática e o programa de flexibilidade encontra-se detalhada nos itens 3.3, 3.4 e 3.5, respectivamente. As sessões de análise foram idênticas, sendo que a primeira sessão precedeu (24 horas) ao início do programa de flexibilidade e a segunda sessão foi realizada 24 horas após o término do programa de flexibilidade.

3.3. ANÁLISE DA MARCHA

A análise da marcha objetivou avaliar um conjunto de variáveis temporais e espaciais em função de um programa de flexibilidade. Para esse propósito, as participantes caminharam nas dependências do laboratório, sobre uma superfície plana e da forma mais natural possível, por um período de quatro minutos em velocidade volicional.

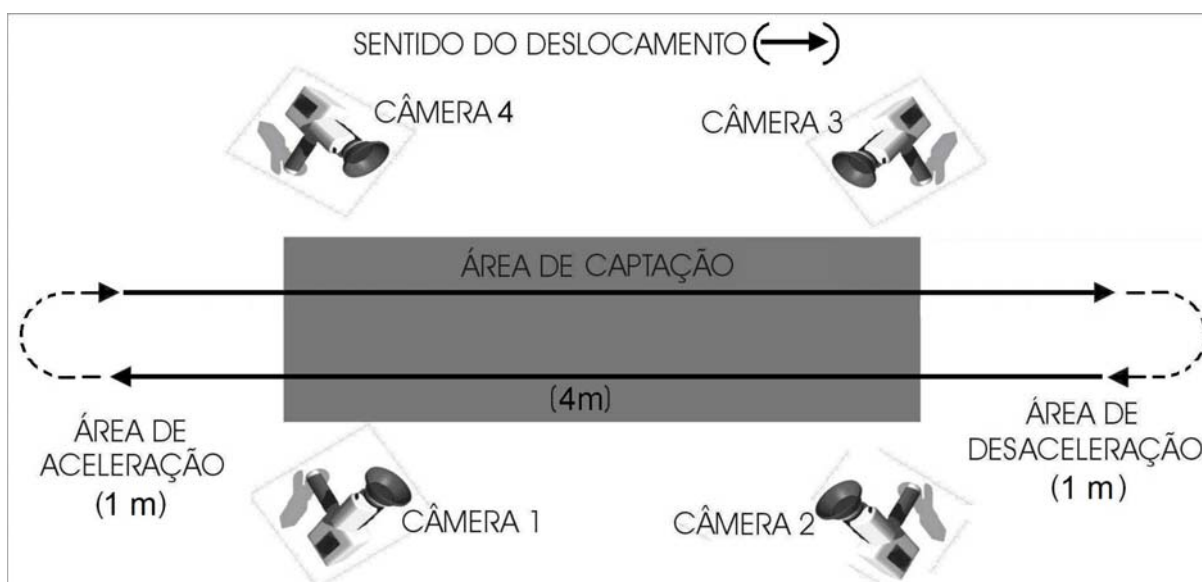
Os parâmetros cinemáticos para a análise dos movimentos foram obtidos através de imagens coletadas em uma frequência de 60 Hz, utilizando-se quatro câmeras digitais (JVC, GR-D250). A área de calibragem teve 24 esferas (25 mm de diâmetro) dispostas em duas colunas (1,40 m de largura entre elas) com quatro hastes de um fio de *nylon*, fixados ao teto do laboratório, em cada coluna (1m de comprimento entre elas, totalizando três metros de comprimento) e três esferas para cada haste (0,6 m de altura entre as esferas, totalizando 1,2 m de altura). As Figuras 8 e 9 apresentam, respectivamente, a área de calibragem e a disposição dos equipamentos dentro da área de coleta. Após a aquisição, as imagens foram transferidas e armazenadas em um computador. As imagens foram digitalizadas através de um software específico para a análise cinemática (SIMI MOTION, versão 6.1) de forma que as coordenadas de um conjunto de pontos anatômicos fossem obtidos para que o movimento pudesse ser reconstruído. As coordenadas dos pontos anatômicos foram filtradas por meio de um filtro digital (Butterworth recursivo de 2ª ordem) com uma frequência de corte de 10 Hz.

FIGURA 8 – Formato da área de calibragem.



NOTA: A – Foto da área calibrada; B – Ilustração das dimensões do calibrador e espaço calibrado.

FIGURA 9 – Organização da área de coleta.

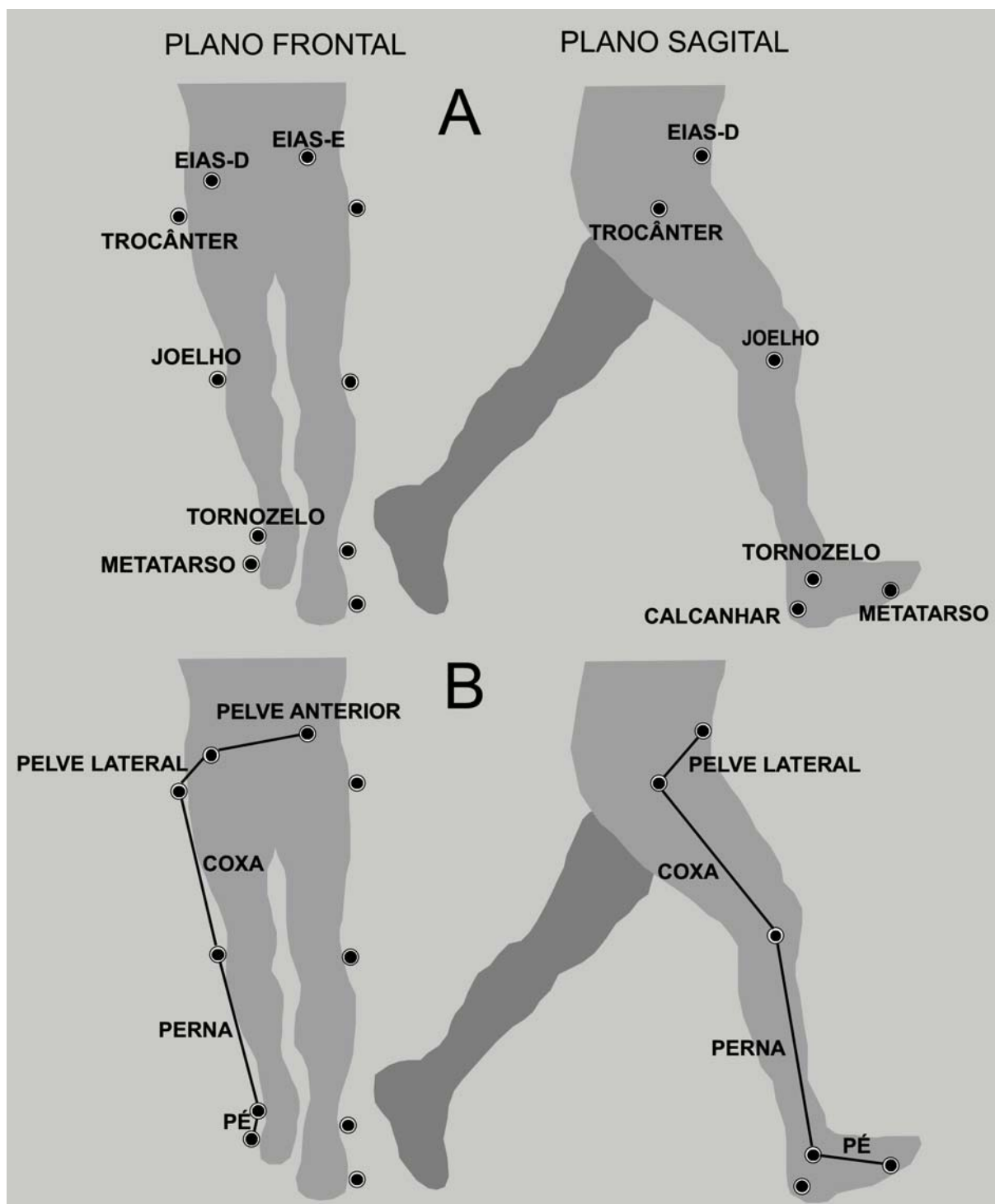


FONTE: Modificado de SOUZA, 2006.

O foco das câmeras foram direcionados para a região da pele permitindo que as ações dos membros inferiores fossem visualizadas. Os pontos anatômicos foram sinalizados por meio de marcadores semi-esféricos auto-adesivos com um diâmetro de 25 mm, colocados em ambos os membros inferiores, nas seguintes regiões: (1) espinhas ilíacas ântero-superiores direita (EIAS-D) e esquerda (EIAS-E) (ponto mais saliente da estrutura), (2) trocânter maior do fêmur (TROCÂNTER – ponto mais saliente da estrutura sob palpação), (3) epicôndilo lateral do fêmur (JOELHO – aspecto mais proeminente da estrutura), (4) maléolo lateral da fíbula (TORNOZELO – aspecto mais proeminente da estrutura), (5) articulação metatarso-

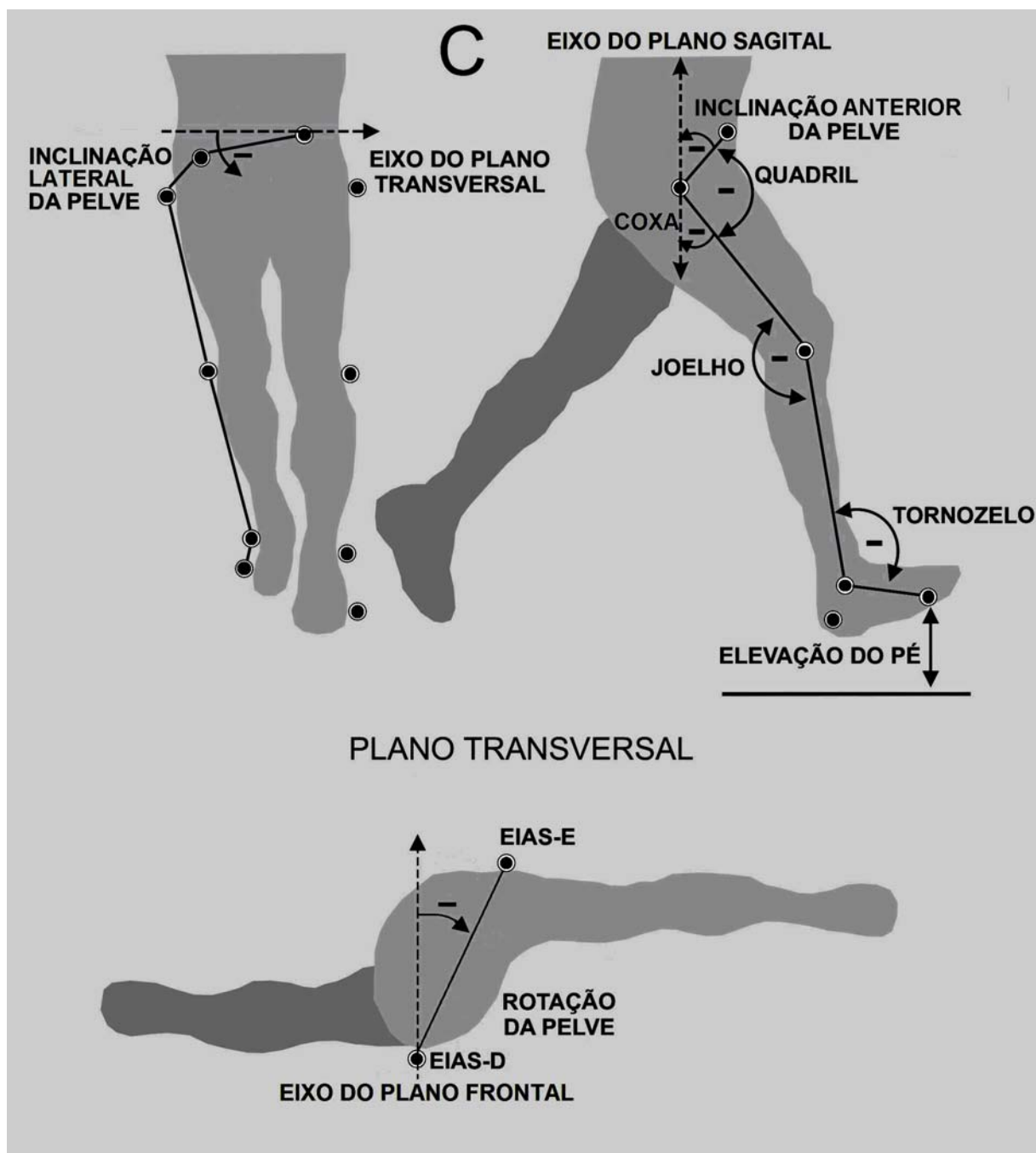
falangeal do 5º dedo do pé (METATARSO - ponto de maior saliência da articulação do 5º metatarso-falangeal) e (6) calcânhar (CALCANHAR – ponto de maior protuberância do calcâneo). A união de alguns desses pontos foi utilizada para delimitar os seguintes segmentos corporais: pelve anterior (1D-1E), pelve lateral (1-2), coxa (2-3), perna (3-4) e pé (4-5). Quanto às articulações: o ângulo articular do quadril foi definida como ângulo interno entre as linhas que formam os segmentos da pelve lateral e coxa. O ângulo do joelho foi padronizado como o ângulo interno entre as linhas que definem os segmentos da coxa e da perna. A união das linhas que definem os segmentos da perna e do pé fez com que fosse definido o ângulo interno da articulação do tornozelo. Esse modelo biomecânico foi adaptado de Winter (1991). As Figuras 10 e 11 mostram o modelo biomecânico, contendo os pontos anatômicos, os segmentos corporais e os ângulos articulares utilizados na análise.

FIGURA 10 – Modelo Biomecânico A e B.



FONTE: Modificado de SOUZA, 2006. NOTA: A - Pontos anatômicos demarcados; B – Segmentos corporais utilizados.

FIGURA 11 – Modelo Biomecânico C.



FONTE: Modificado de SOUZA, 2006. NOTA: C – Definição dos ângulos a serem estudados. Todos os pontos são demarcados no lado direito e esquerdo do corpo do participante, porém só o lado direito será utilizado para a análise do movimento, salvo o ponto EIAS do lado direito e esquerdo, que serão usados ambos na análise.

A análise do modelo criado foi feita de forma tridimensional (3D) através da pelve e do membro inferior direito. Essa metodologia de análise tridimensional unilateral é amplamente utilizada em pesquisas que tem como objetivo investigar aspectos relativos à marcha (EVANS et al., 2003; KERRIGAN et al., 1998, 2001 e

2003) e apresenta resultados que podem ser transferidos para o membro contralateral em função da simetria encontrada em sujeitos saudáveis. Sadeghi et al. (2000) realizaram uma ampla revisão de literatura sobre publicações que investigaram a simetria bilateral e a influencia da dominância sobre a coordenação da marcha. A maioria absoluta dos resultados demonstrou que não existem diferenças significativas entre o padrão cinemático e cinético dos membros inferiores com respeito à simetria (15 de 17 artigos) ou dominância de um membro (18 de 23 artigos).

Os movimentos de inclinação posterior/extensão/flexão plantar dos segmentos e articulações foram considerados como negativos (WINTER, 1991), assim como os movimentos de depressão do lado direito e de rotação à frente do lado esquerdo da pelve anterior (PERRY, 1992), como mostra a Figura 11. A partir desse modelo biomecânico, um número de variáveis espaciais e temporais foi estabelecido tendo como base os movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo e os movimentos segmentares da pelve (anterior e lateral), coxa, perna e pé. O Quadro 3 ilustra as variáveis dependentes (espaciais e temporais) da marcha.

As variáveis do estudo, em ambas as condições experimentais (PRE e POS), foram analisadas sobre a pelve e o membro inferior direito a partir da média agrupada de três ciclos, obtidos de 10 (dez) ciclos da marcha gravados em cada condição. Os três ciclos da marcha foram escolhidos de forma aleatória e a sua média aritmética forneceu o padrão da marcha da idosa. O início e o fim do ciclo foram determinados por dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar com o solo. A análise do movimento foi normalizada e expressa em termos percentuais. Assim, o início do ciclo correspondeu a 0% e o final a 100%. Para normalizar os dados uma rotina do tipo *spline* foi aplicada, permitindo que todos os ciclos tivessem 100 pontos (KERRIGAN et al., 2003; MILLS e BARRETT, 2001). As diferenças entre os valores encontrados na análise PRE e POS de ambos os grupos para algumas variáveis cinemáticas foram transformadas em percentuais para facilitar a sua avaliação e interpretação ($\text{Valor (\%)} = (\text{valor (POS)} - \text{valor (PRE)} / \text{valor (PRE)}) \times 100$).

QUADRO 3 - Variáveis temporais e espaciais do estudo.

	Sigla	Variável	Definição da variável
Variáveis Temporais	TCM	Tempo total do ciclo da marcha	Tempo (seg.) entre dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar (direito).
	TFB	Tempo da fase de balanço	Ciclo da marcha (%) em que o membro analisado não encontra-se em contato com o solo.
	TFA	Tempo da fase de apoio	Ciclo da marcha (%) em que o membro analisado encontra-se em contato com o solo.
	TSA	Tempo da fase de simples apoio	Tempo (seg.) em que só um dos pés está em contato com o solo. Vai do contato inicial do calcanhar até a retirada deste
	TDA	Tempo da fase de duplo apoio	Tempo (seg.) em que os dois pés estão em contato com o solo durante um ciclo da marcha. Vai do contato inicial do calcanhar de um dos pés até a retirada do pé do pé contralateral.
Variáveis Espaciais	IAP	Inclinação anterior da pelve	Ponto de maior inclinação anterior da pelve lateral com relação ao plano sagital, medida em graus.
	ILP	Inclinação lateral da pelve	Amplitude de movimento, em graus, do segmento da pelve anterior, no plano frontal.
	RP	Rotação da pelve	Amplitude da rotação (em graus) da pelve anterior no plano transversal.
	PEQ	Pico de extensão do quadril	Valor máximo da extensão (em graus) do quadril.
	PFQ	Pico de flexão do quadril	Valor máximo da flexão (em graus) do quadril.
	AMQ	Amplitude articular do quadril	Diferença, em graus, entre o pico de flexão e extensão do quadril.
	PEC	Pico de extensão da coxa	Valor máximo da extensão (em graus) do segmento da coxa no plano sagital.
	PFC	Pico de flexão da coxa	Valor máximo da flexão (em graus) do segmento da coxa no plano sagital.
	AMC	Amplitude da coxa	Diferença, em graus, entre o pico de flexão e extensão da coxa.
	PFJ	Pico de flexão do joelho	Valor máximo da flexão (em graus) do joelho.
	AMJ	Amplitude articular do joelho	Diferença, em graus, entre o pico de flexão e extensão do joelho.
	PDT	Pico de dorsiflexão do tornozelo	Valor máximo da dorsiflexão (em graus) do tornozelo.
	PFPT	Pico de flexão plantar do tornozelo	Valor máximo da flexão plantar (em graus) do tornozelo.
	AMT	Amplitude articular do tornozelo	Diferença, em graus, entre o pico de flexão e extensão do tornozelo.
	CP	Comprimento da passada	Distância (m) entre dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar (direito).
	VM	Velocidade da marcha	Velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos (m/s).
	CAD	Cadência da marcha	Número de passos por minuto.
LP	Largura da passo	Distância (cm), no plano frontal, entre os pés direito e esquerdo no momento do duplo apoio (contato do calcanhar com o solo).	
VCC	Velocidade de contato do calcanhar	Velocidade horizontal (m/s) do calcanhar no momento de contato do mesmo com o solo.	
EP	Elevação do pé	Altura mínima (cm) da distância vertical do metatarso em relação ao solo durante a fase de balanço.	

3.4. TESTES DE FLEXIBILIDADE

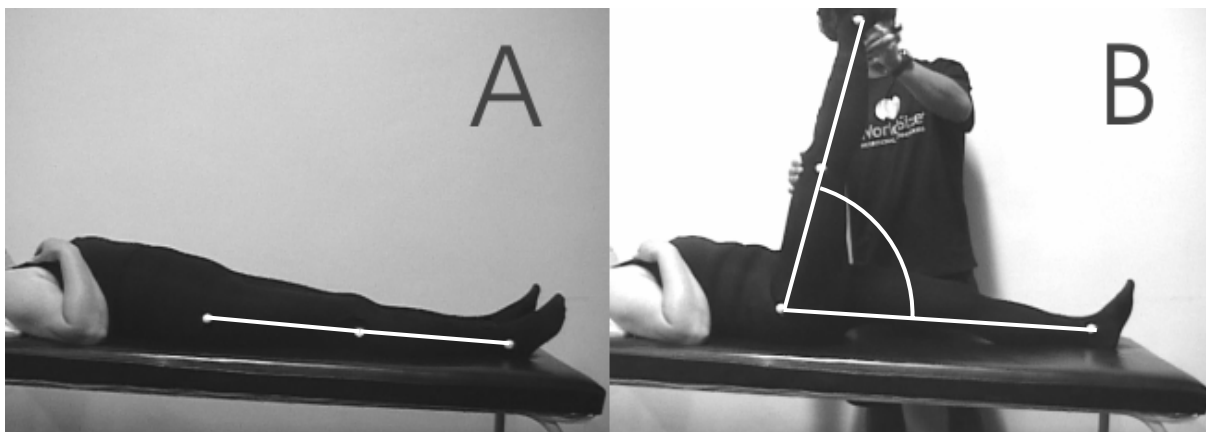
Lembrando que o objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos que o programa de flexibilidade tem sobre a marcha de idosas, as alterações decorrentes do treinamento de flexibilidade sobre a amplitude articular foram consideradas apenas como um indicativo sobre a efetividade do treinamento.

A amplitude articular estática PRE e POS treinamento foi avaliada usando o método da fotometria (SARRAF et al., 2005) para quantificar em graus o encurtamento músculo-tendíneo dos extensores e flexores uni e bi-articulares da articulação do quadril e flexores plantares da articulação do tornozelo. Para a avaliação do encurtamento das unidades músculo-tendíneas, imagens digitais foram coletadas através de uma câmera fotográfica digital (Benq DC C540). As imagens foram transferidas para o software Microsoft Corel Draw 11®, para que através da ferramenta de dimensão angular, fazendo a união dos marcadores utilizados para cada grupo muscular, fossem calculados os ângulos articulares. Um conjunto de cinco marcadores (25 mm de diâmetro) foram utilizados para a determinação da amplitude articular do quadril (extensores e flexores) e tornozelo (flexores plantares). Tais marcadores foram colocados nos seguintes pontos anatômicos: trocânter maior (1) e epicôndilo lateral do fêmur do membro inferior direito (2), maléolo fibular do membro inferior direito (3), articulação metatarso-falangeal do 5º dedo do pé direito (4) e maléolo tibial do membro inferior esquerdo (5), que foi somente utilizado para a avaliação dos extensores de quadril. A união desses pontos fez com que surgissem os seguintes segmentos corporais: coxa (1-2), perna (2-3), pé (3-4), membro inferior direito (1-3) e membro inferior esquerdo (1-5). Os dois últimos segmentos foram utilizados apenas para a análise dos extensores de quadril. O comprimento músculo-tendíneo foi determinado pela variação angular da posição inicial e final dos testes (SARRAF et al., 2005).

Para a avaliação dos extensores de quadril (MEQ) (FIGURA 12), os sujeitos foram colocados em decúbito dorsal sobre uma maca, com ambos os joelhos em extensão (posição inicial – FIGURA 12A). O avaliador flexionou o quadril do segmento avaliado (com os joelhos em extensão) até ocorrer uma restrição de movimento ou compensação da pelve ou do segmento oposto (posição final – FIGURA 12B). Foi aplicada uma força suficiente para promover um movimento lento e gradativo do segmento avaliado (KENDALL et al., 1993; DEZAN et al., 2004). O

ângulo interno formado pela união do membro inferior direito e esquerdo foi utilizado para a análise do comprimento muscular na posição final. O ângulo da posição inicial foi padronizado como zero, em função de ambos os membros inferiores estarem posicionados em paralelo.

FIGURA 12 – Avaliação do comprimento músculo-tendíneo dos extensores do quadril na posição inicial (A) e final (B).



Para calcular a amplitude do flexor uni-articular (MFUQ) e bi-articular (MFBQ) do quadril foi empregado o “teste de Thomas modificado” (KENDALL et al., 1993; SARRAF et al., 2005). Os sujeitos ficaram em decúbito dorsal sobre uma maca, com sustentação até o segmento da coxa (posição inicial – FIGURA 13A e 14A). A coxa do segmento não avaliado foi flexionada em aproximadamente 125 graus, enquanto o membro inferior avaliado deveria permanecer relaxado (posição final – FIGURA 13B e 14B). O encurtamento músculo-tendíneo do flexor uni-articular do quadril foi determinado pela variação angular do segmento da coxa em relação às posições inicial e final do teste (FIGURA 13), ou seja, o quanto o segmento da coxa rodou ao redor da articulação do quadril (flexão do quadril). O encurtamento do flexor bi-articular foi determinado pela quantificação da variação angular da articulação do joelho entre a posição inicial e final (FIGURA 14), ou seja, o quanto o segmento da perna rodou ao redor do joelho (extensão do joelho). Desta forma, quanto menor a diferença entre as posições final e inicial, maior o comprimento das unidades músculo-tendíneas dos flexores do quadril.

FIGURA 13 – Avaliação do comprimento músculo-tendíneo do flexor uni-articular do quadril na posição inicial (A) e final (B).

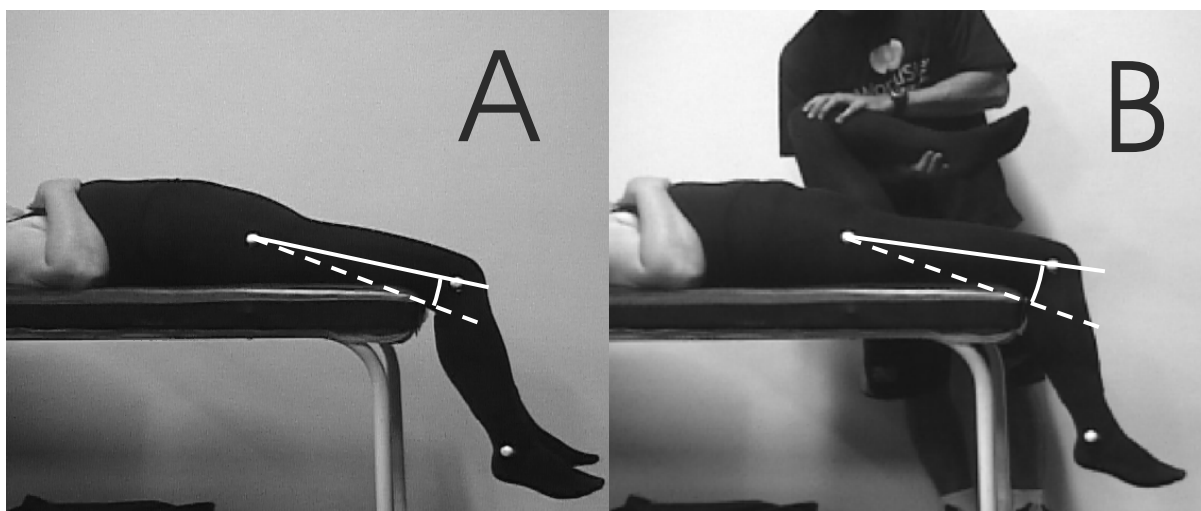
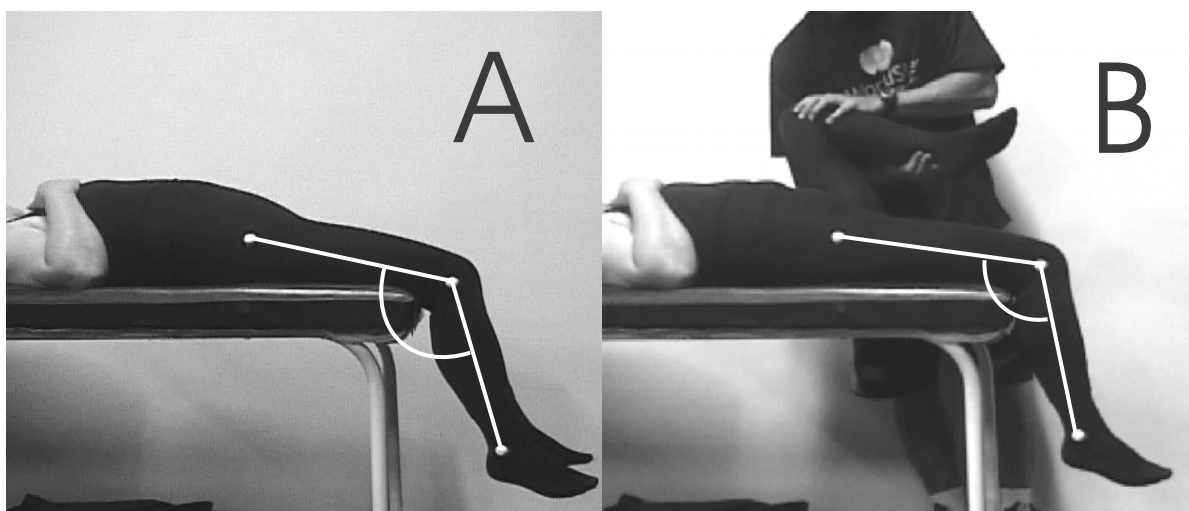
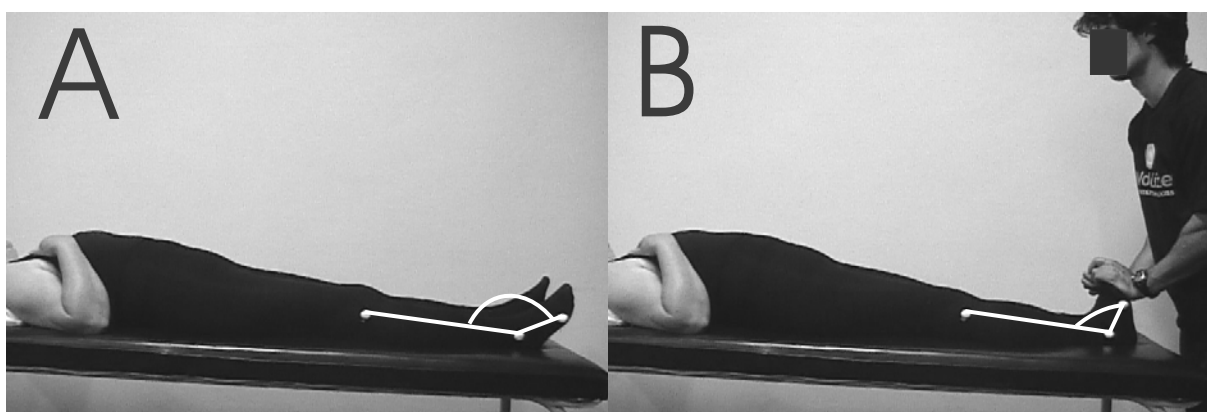


FIGURA 14 – Avaliação do comprimento músculo-tendíneo do flexor bi-articular do quadril na posição inicial (A) e final (B).



Para a avaliação dos flexores plantares do tornozelo (MFPT) (FIGURA 15), as participantes estiveram deitadas sobre uma maca com os membros inferiores estendidos e relaxados (posição inicial – FIGURA 15A). O avaliador fez uma dorsiflexão forçada até a restrição do movimento (posição final – FIGURA 15B). O ângulo interno formado pela união do segmento da perna e do pé foi utilizado para a avaliação do encurtamento músculo-tendíneo.

FIGURA 15 – Avaliação do comprimento músculo-tendíneo dos flexores plantares do tornozelo na posição inicial (A) e final (B).



Além da fotometria, o teste de sentar e alcançar ou banco de Wells (WELLS) (ACSM, 1995) também foi empregado sobre as amplitudes das articulações antes e após o treinamento da flexibilidade. O QUADRO 4 ilustra as variáveis dos testes de flexibilidade.

As diferenças entre os valores encontrados na avaliação PRE e POS, tanto da fotometria quanto do banco de Wells, foram transformadas em valores percentuais.

QUADRO 4 – Variáveis dos testes de flexibilidade.

	Sigla	Variável	Definição da variável
Variáveis da Flexibilidade	WELLS	Banco de Wells	Distância (cm) alcançada após a flexão do tronco sentado, com os membros superiores estendidos sobre o banco de Wells.
	MEQ	Musculatura extensora do	O ângulo interno formado pela união do membro inferior direito e esquerdo.
	MFUQ	Musculatura flexora uniarticular do	Varição angular do segmento da coxa em relação às posições inicial e final do teste, ou seja, o quanto o segmento da coxa rodou ao redor da articulação do quadril (flexão do quadril).
	MFBQ	Musculatura flexora biarticular do quadril	Varição angular da articulação do joelho entre a posição inicial e final, ou seja, o quanto o segmento da perna rodou ao redor do joelho (extensão do joelho).
	MFPT	Musculatura flexora plantar do tornozelo	Ângulo interno formado pela união do segmento da perna e do pé.

3.5. PROGRAMA DE FLEXIBILIDADE

O período de treinamento de flexibilidade teve a duração de quatro semanas, com uma frequência de três sessões semanais. Antes de cada sessão dos

exercícios de flexibilidade, os sujeitos passaram por um aquecimento. As idosas foram orientadas a “caminhar de forma acelerada”, por um período de cinco minutos (ALLERHEILIGEN, 1994). Em seguida, foram ministrados três exercícios de amplitude articular estática (um para flexores do quadril, um para extensores do quadril e um para flexores plantares do tornozelo). Cada exercício foi aplicado por um período de 60 s (FELAND et al., 2001b; ZAKAS et al., 2005) em cada um dos membros, quatro vezes (TAYLOR et al., 1990) alternando entre o lado esquerdo e direito, de forma que o total 480s (240 s em cada membro) de exercício fosse realizado. O intervalo entre cada exercício não foi controlado, porém foi mínimo para permitir que a participante fosse posicionada adequadamente para sua realização. Os exercícios tiveram a supervisão direta de instrutores que auxiliaram as participantes a atingirem a máxima amplitude articular sem expô-las a um processo de dor, mas sim a um leve desconforto. A descrição detalhada dos exercícios de flexibilidade encontra-se no Apêndice II.

O método de flexibilidade estático foi escolhido por ser considerado como o mais adequado (ACSM, 1995 e 1998) e mais comumente usado (FELAND et al., 2001a) na população idosa.

O protocolo de flexibilidade constou de exercícios que pudessem abranger as três principais articulações de aparelho locomotor (quadril, joelho e tornozelo). As quatro semanas do protocolo de flexibilidade foram supervisionadas diretamente (KING et al., 2002).

Foram utilizadas quatro repetições para cada exercício, pois o estudo que analisou as propriedades viscoelásticas das unidades músculo-tendíneas e a quantidade ideal de repetições (realizado *in-vitro*), encontrou ganhos efetivos no comprimento linear até a quarta repetição do protocolo de alongamento. A partir daí não foram encontrados ganhos significativos no tamanho do músculo e tendão (TAYLOR et al., 1990). Cada repetição teve a duração de 60 s devido ao fato de estudos evidenciarem que essa duração tem 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).

Apesar dos efeitos do protocolo de flexibilidade ser analisado somente no hemicorpo direito das participantes, a execução dos exercícios foi feita em ambos os membros. Os exercícios propostos feitos somente no membro analisado não

resultam na melhora da amplitude de movimentação do outro membro (FELAND et al., 2001a), podendo então comprometer a marcha das idosas.

3.6. TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Inicialmente os dados foram tratados através de estatística descritiva (média e desvio padrão). Todas as variáveis foram submetidas a um teste de normalidade de *SHAPIRO-WILK* e o teste homogeneidade de *LEVENE*. Para fins estatísticos, os três ciclos de cada participante, nas condições PRE e POS, foram agrupados em médias aritméticas. Para comparar o efeito do programa de flexibilidade sobre um número de variáveis da marcha antes e após o treinamento e sobre os grupos experimentais (experimental e controle), a análise de multivariância (MANOVA) com medidas repetidas (PRE e POS) foi aplicada. A MANOVA também foi aplicada no teste de flexibilidade para determinar o ganho da amplitude articular em função do treinamento proposto. Em seguida foi aplicado o teste de *SCHEFFÉ* para verificar em quais condições experimentais ocorreram as diferenças. A determinação da variabilidade cinemática das articulações do quadril, joelho e tornozelo foi realizada pelo coeficiente de variabilidade determinado pela fórmula: $(\text{Desvio Padrão}/\text{Média}) \times 100$. Os testes estatísticos foram aplicados através do software STATISTICA® (STATSOFT Inc., versão 7.0) tendo o nível de significância aceito em $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

A descrição dos resultados do presente estudo foi dividida em testes de flexibilidade, variáveis temporais e variáveis espaciais lineares e angulares. Os valores são apresentados na forma de média \pm desvio padrão.

O nível de atividade física das idosas, quantificado através do questionário de Baecke, apresentou valores de $6,2 \pm 0,4$ e $6,0 \pm 0,3$ para o grupo experimental e controle, respectivamente. Desta forma, ambos os grupos foram considerados como moderadamente ativos.

4.1. TESTES DE FLEXIBILIDADE

As alterações sobre flexibilidade foram avaliadas por meio de testes específicos, que permitiram determinar a amplitude de movimento das articulações do quadril e tornozelo. A amplitude articular estática realizada através do teste do banco de Wells, não apontou diferenças significativas entre os grupos ou condições experimentais ($p > 0,05$). Em contrapartida, as avaliações fotográficas revelaram aumentos na amplitude articular em todos os testes de flexibilidade aplicados ($p < 0,05$).

A amplitude articular da extensão do quadril (MEQ) aumentou apenas no grupo experimental ($p < 0,05$).

As alterações induzidas pelo treinamento de flexibilidade sobre a musculatura flexora uni-articular (MFUQ) e bi-articular (MFBQ) do quadril permitiram importantes aumentos nas amplitudes articulares no teste modificado de Thomas modificado ($p < 0,05$).

A amplitude de flexão plantar ao redor do tornozelo (MFPT) apresentou mudanças significativas somente no grupo experimental ($p < 0,05$). A Tabela 1 contém os valores encontrados para a avaliação da amplitude articular nos grupos experimental e controle.

TABELA 1 – Valores médios e desvio padrão das variáveis dos testes de flexibilidade, antes (PRE) e após (POS) o período de treinamento.

Variável	Unidade	PRÉ	PÓS	Variação (%)
WELLS experimental	cm	23,2 ± 6,5	29,4 ± 6,6	+ 28,1
WELLS controle	cm	24,7 ± 3,7	24,9 ± 3,2	+ 0,8
MEQ experimental	graus	73,0 ± 7,9	91,3 ± 7,0	+ 25,0*
MEQ controle	graus	67,5 ± 3,7	67,9 ± 4,5	+ 0,3
MFUQ experimental	graus	6,3 ± 2,1	2,0 ± 1,3	- 66,7*
MFUQ controle	graus	5,1 ± 1,6	5,0 ± 1,2	- 2,0
MFBQ experimental	graus	7,0 ± 4,7	2,7 ± 2,7	- 66,1*
MFBQ controle	graus	7,1 ± 2,8	7,5 ± 2,5	- 5,6
MFPT experimental	graus	39,6 ± 5,4	48,7 ± 4,0	+ 17,5**
MFPT controle	graus	43,0 ± 6,2	42,7 ± 7,4	+ 0,8

NOTA: Teste do bando de Wells (WELLS); Musculatura extensora do quadril (MEQ); Musculatura flexora uni-articular do quadril (MFUQ); musculatura flexora bi-articular do quadril (MFBQ); Musculatura flexora plantar do tornozelo (MFPT).

* diferenças ($p < 0,05$) entre os grupos (experimental e controle).

** diferenças ($p < 0,05$) em relação ao treinamento de flexibilidade (PRE e POS).

4.2. VARIÁVEIS TEMPORAIS

O tempo do ciclo da marcha (TCM) não apresentou variações entre as condições PRE e POS entre os grupos ($p > 0,05$). O grupo experimental apresentou uma redução ($p < 0,05$) no tempo da fase de apoio (TFA) e um aumento ($p < 0,05$) no tempo da fase de balanço (TFB) em resposta ao período de treinamento de flexibilidade. O tempo de duplo apoio (TDA) do grupo experimental após o período de treinamento foi menor ($0,25 \pm 0,05$ s), quando comparado aos valores encontrados antes do treinamento e em relação ao grupo controle ($p < 0,05$). O tempo de apoio simples (TSA) não sofreu alterações ($p > 0,05$). Os resultados encontrados no presente estudo referente às variáveis temporais da marcha encontram-se na Tabela 2.

TABELA 2 – Valores médios e desvio padrão das variáveis temporais, antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento da flexibilidade.

Variável	Unidade	PRÉ	PÓS	Variação (%)
TCM experimental	segundos	1,10 ± 0,13	1,05 ± 0,08	- 5,0
TCM controle	segundos	1,07 ± 0,04	1,07 ± 0,08	+ 0,7
TFA experimental	porcentagem	65,3 ± 3,3	61,5 ± 1,8	- 5,9*
TFA controle	porcentagem	66,9 ± 2,0	66,0 ± 2,8	- 1,4
TFB experimental	porcentagem	34,7 ± 3,3	38,5 ± 1,8	+ 11,2*
TFB controle	porcentagem	33,1 ± 2,0	34,0 ± 2,8	- 2,8
TDA experimental	segundos	0,33 ± 0,06	0,25 ± 0,05	- 22,3*
TDA controle	segundos	0,32 ± 0,02	0,32 ± 0,01	- 0,7
TSA experimental	segundos	0,39 ± 0,04	0,39 ± 0,04	- 1,1
TSA controle	segundos	0,40 ± 0,05	0,39 ± 0,04	- 3,2

NOTA: Tempo do ciclo da marcha (TCM); Tempo da fase de apoio (TFA); Tempo da fase de balanço (TFB); Tempo de duplo apoio (TDA); Tempo de apoio simples (TSA).

* diferenças ($p < 0,05$) entre os grupos (experimental e controle).

4.3. VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES

O grupo experimental apresentou um aumento médio de 10 cm no comprimento da passada (CP) após os exercícios de flexibilidade em relação aos valores encontrados no pré-teste ($p < 0,05$). O grupo controle permaneceu sem alterações ($p > 0,05$). As participantes do grupo experimental apresentaram um aumento ($p < 0,05$) na velocidade de deslocamento da marcha (VM) após o treinamento de flexibilidade, que não foi observado no grupo controle ($p > 0,05$). As demais variáveis espaciais lineares não apresentaram modificações significativas após o período de treinamento em ambos os grupos. A Tabela 3 ilustra os valores encontrados para as variáveis espaciais lineares nas antes (PRE) e após (POS) o período de treinamento.

TABELA 3 - Valores médios e desvio padrão das variáveis espaciais lineares, antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento da flexibilidade.

Variável	Unidade	PRÉ	PÓS	Variação (%)
CP experimental	metros	1,16 ± 0,08	1,26 ± 0,07	+ 8,6*
CP controle	metros	1,12 ± 0,05	1,12 ± 0,06	0,0
VM experimental	m/s	1,07 ± 0,17	1,22 ± 0,13	+ 13,9*
VM controle	m/s	1,06 ± 0,07	1,06 ± 0,09	+ 0,1
VCC experimental	m/s	0,83 ± 0,23	0,81 ± 0,12	- 3,5
VCC controle	m/s	0,88 ± 0,18	0,90 ± 0,26	+ 2,3
EP experimental	cm	1,55 ± 0,59	1,97 ± 0,59	+ 27,1
EP controle	cm	1,53 ± 0,60	1,48 ± 0,37	- 3,4
LP experimental	cm	8,77 ± 4,00	6,72 ± 3,64	- 23,4
LP controle	cm	7,50 ± 2,56	7,25 ± 1,82	- 3,3
CAD experimental	passos/min.	114,6 ± 9,8	115,8 ± 8,6	+ 0,8
CAD controle	passos/min.	114,6 ± 8,4	115,4 ± 8,8	+ 0,7

NOTA: Comprimento da passada (CP); Velocidade da Marcha (VM); Velocidade de contato do calcanhar (VCC); Elevação do pé (EP); Largura do passo (LP); Cadência (CAD).

* diferenças ($p < 0,05$) entre os grupos (experimental e controle).

4.4. VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES

A Tabela 4 apresenta os valores médios encontrados nas variáveis espaciais angulares da marcha antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento de flexibilidade dos grupos experimental e controle.

TABELA 4 – Valores médios e desvio padrão das variáveis espaciais angulares, antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento da flexibilidade.

Variável	Unidade	PRÉ	PÓS	Variação (%)
IAP experimental	graus	9,3 ± 0,7	6,0 ± 1,4	- 35,8*
IAP controle	graus	9,6 ± 0,6	9,4 ± 1,1	- 1,8
ILP experimental	graus	6,3 ± 0,7	8,4 ± 1,5	+ 33,8*
ILP controle	graus	6,7 ± 1,8	6,7 ± 2,1	+ 0,1
RP experimental	graus	11,3 ± 2,0	15,3 ± 3,4	+ 35,4*
RP controle	graus	10,8 ± 2,4	10,7 ± 2,9	- 1,2
AMC experimental	graus	38,5 ± 4,4	39,7 ± 4,3	+ 3,0

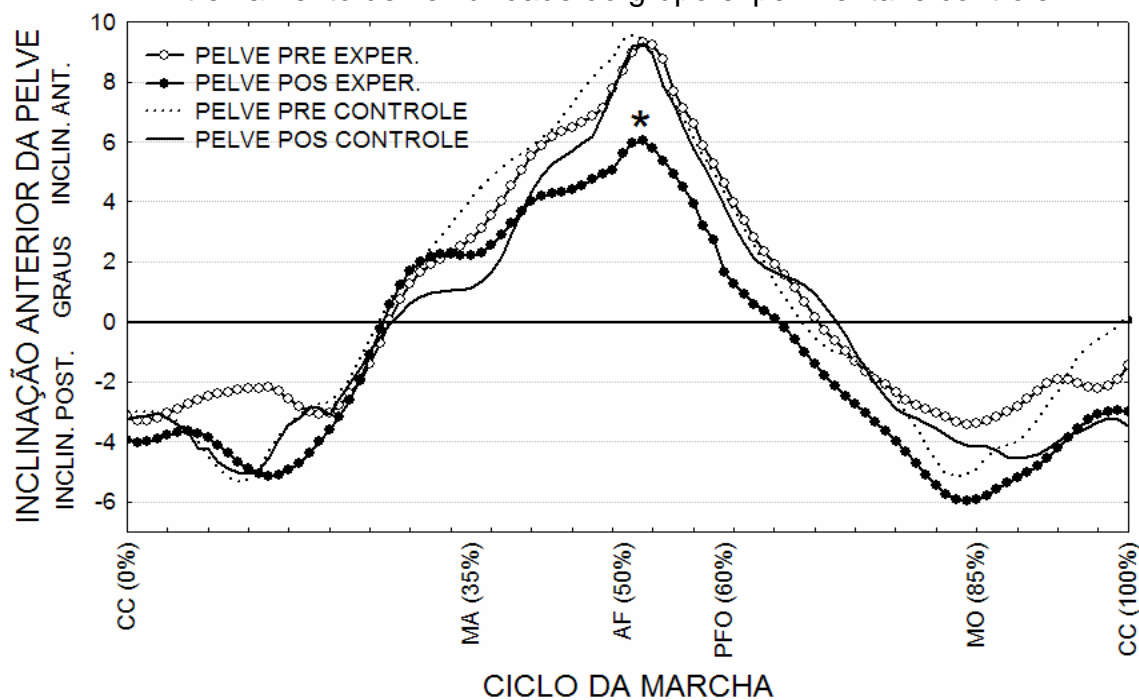
AMC controle	graus	38,4 ± 4,0	38,1 ± 3,9	- 0,8
PEC experimental	graus	-12,8 ± 3,9	-13,3 ± 4,4	- 4,3
PEC controle	graus	-13,1 ± 3,2	-12,8 ± 2,2	+ 2,0
PFC experimental	graus	25,8 ± 2,6	26,4 ± 3,4	+ 2,3
PFC controle	graus	26,2 ± 2,8	26,5 ± 2,8	+ 0,8
AMQ experimental	graus	29,8 ± 3,8	28,5 ± 3,5	- 4,4
AMQ controle	graus	29,9 ± 3,2	29,7 ± 3,4	- 0,7
PEQ experimental	graus	-11,0 ± 3,6	-12,2 ± 3,5	- 10,6
PEQ controle	graus	-11,3 ± 1,8	-11,6 ± 1,3	- 2,7
PFQ experimental	graus	18,8 ± 5,5	16,3 ± 3,2	- 13,2
PFQ controle	graus	18,6 ± 3,9	18,1 ± 4,5	- 2,7
AMJ experimental	graus	53,2 ± 5,5	55,2 ± 6,2	+ 3,8
AMJ controle	graus	53,7 ± 4,0	53,8 ± 5,5	+ 0,2
PFJ experimental	graus	54,9 ± 4,9	56,8 ± 5,6	+ 3,5
PFJ controle	graus	54,5 ± 4,4	54,6 ± 5,8	+ 0,3
AMT experimental	graus	29,0 ± 3,2	29,6 ± 3,1	+ 2,1
AMT controle	graus	27,8 ± 3,6	27,8 ± 3,1	- 0,1
PFPT experimental	graus	-19,6 ± 4,0	-19,4 ± 4,9	+ 1,1
PFPT controle	graus	-18,2 ± 4,8	-17,5 ± 4,1	+ 4,1
PDT experimental	graus	9,4 ± 1,9	10,2 ± 3,0	+ 8,8
PDT controle	graus	9,6 ± 0,7	10,5 ± 2,7	+ 9,4

NOTA: Inclinação anterior da pelve (IAP); Inclinação lateral da pelve (ILP); Rotação da pelve (RP); Amplitude de movimento da coxa (AMC); Pico de extensão da coxa (PEC); Pico de flexão da coxa (PFC); Amplitude de movimento do quadril (AMQ); Pico de extensão do quadril (PEQ); Pico de flexão do quadril (PFQ); Amplitude de movimento do joelho (AMJ); Pico de flexão do joelho (PFJ); Amplitude de movimento do tornozelo (AMT); Pico de flexão plantar do tornozelo (PFPT); Pico de dorsiflexão do tornozelo (PDT).

* diferenças ($p < 0,05$) entre os grupos (experimental e controle).

O segmento da pelve apresentou diferenças importantes entre as condições do estudo. A inclinação anterior da pelve (IAP), a inclinação lateral da pelve (ILP) e a rotação da pelve (RPE) apresentaram alterações em resposta ao período treinamento. A IAP do grupo experimental após os exercícios de flexibilidade foi significativamente menor ($6,0 \pm 2,4^\circ$) do que no pré-teste e quando comparada ao grupo controle. A Figura 16 demonstra as alterações angulares da pelve no plano sagital antes e após o período de treinamento dos grupos controle e experimental.

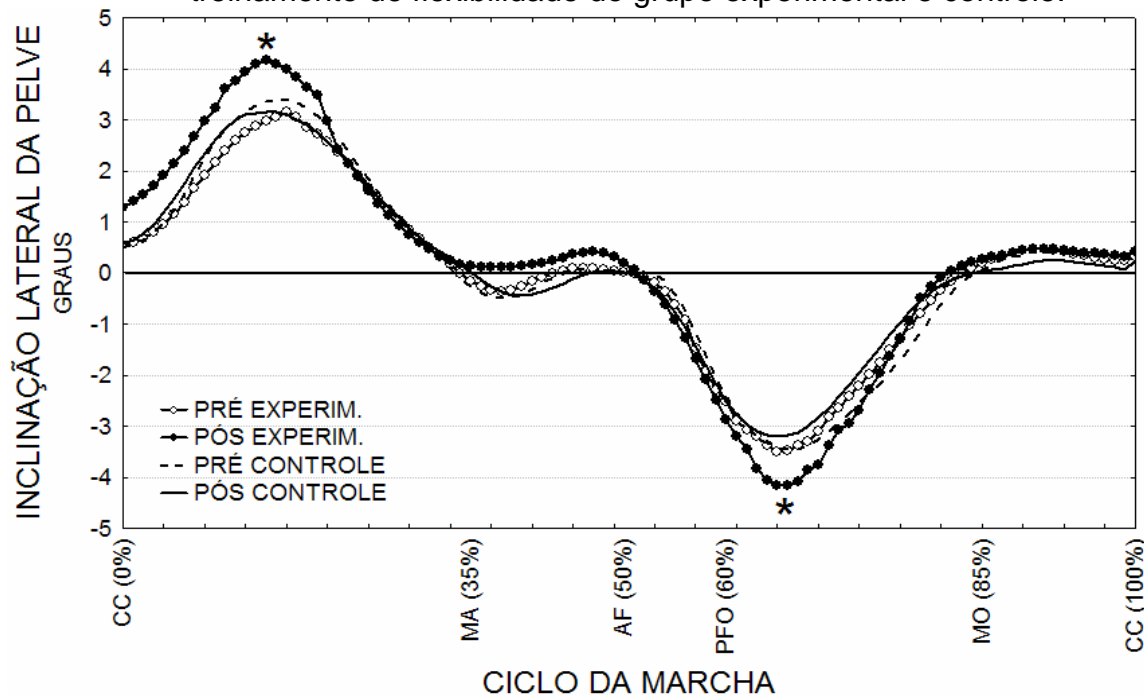
FIGURA 16 – Inclinação anterior da pelve (IAP) antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço. * diferença significativa ($p < 0,05$).

A ILP mostrou um aumento ($p < 0,05$) após o treinamento de flexibilidade (FIGURA 17). Esse aumento foi também significativo comparado ao grupo controle.

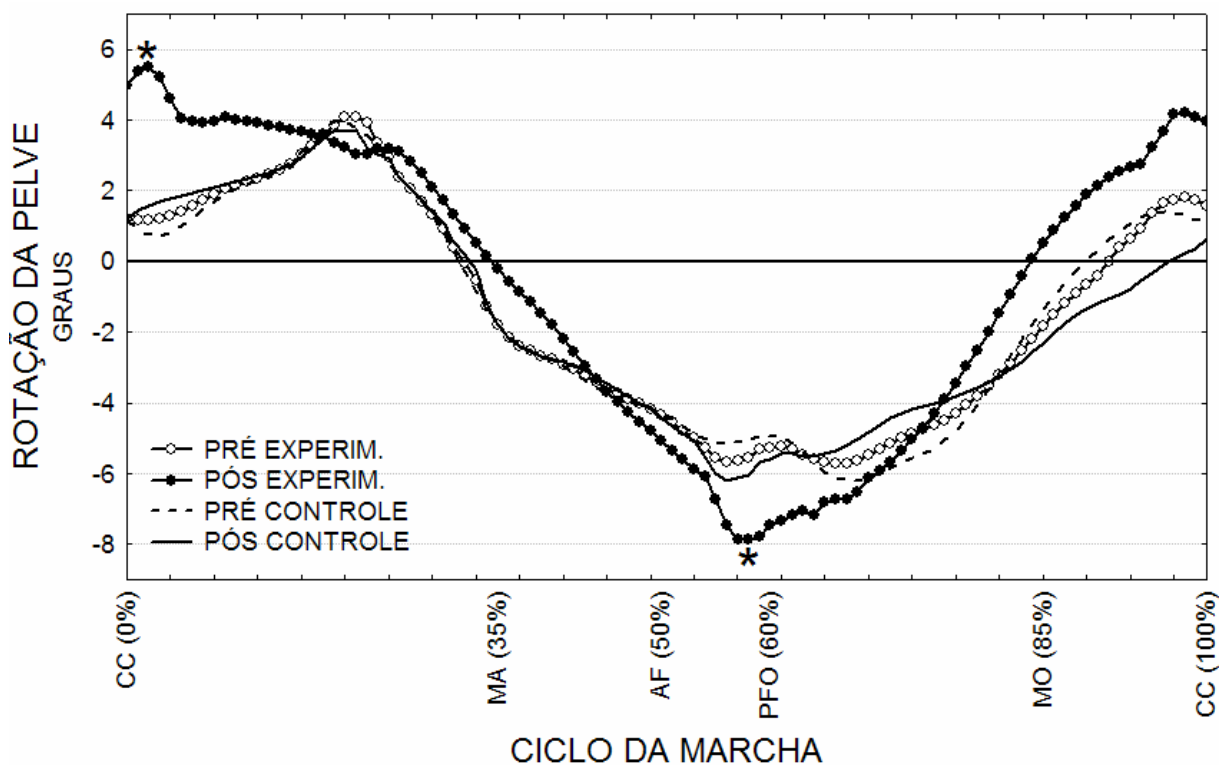
FIGURA 17 – Inclinação lateral da pelve (ILP) antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço. * diferença significativa ($p < 0,05$).

Um aumento médio de 4° na RPE foi observado no grupo experimental após o treinamento de flexibilidade ($p < 0,05$). A Figura 18 apresenta o padrão médio da rotação da pelve.

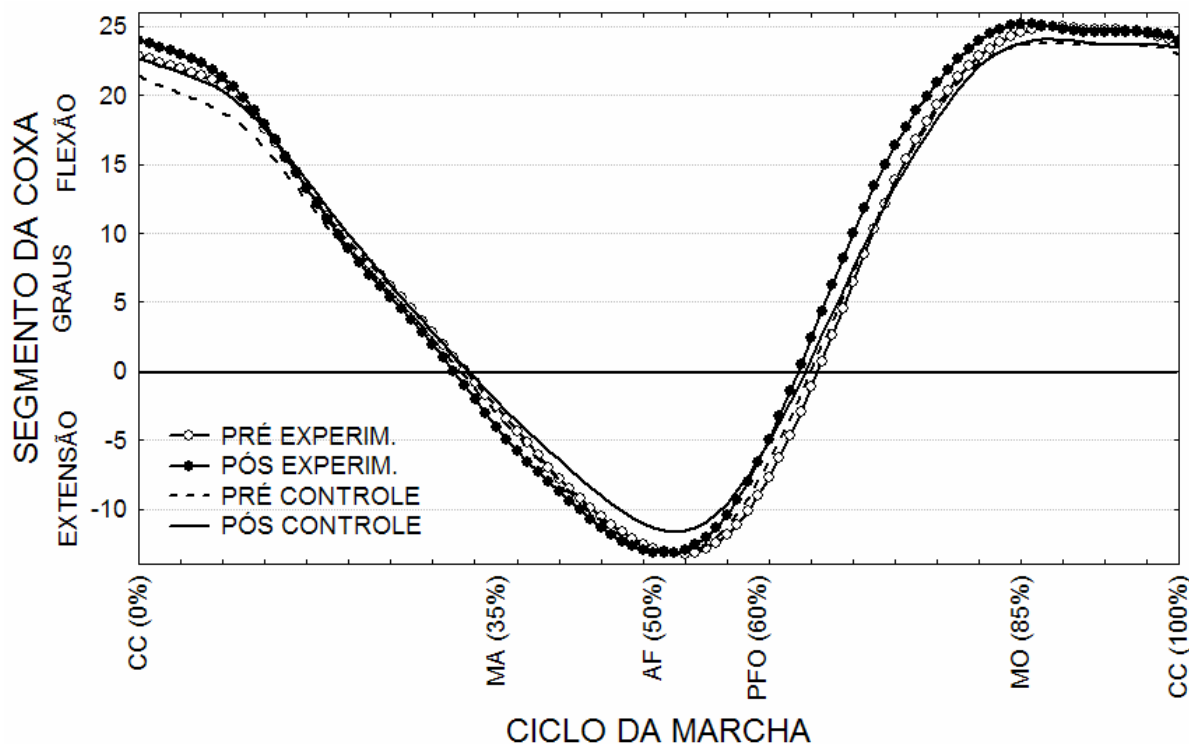
FIGURA 18 – Rotação da pelve (RP) antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço. * diferença significativa ($p < 0,05$).

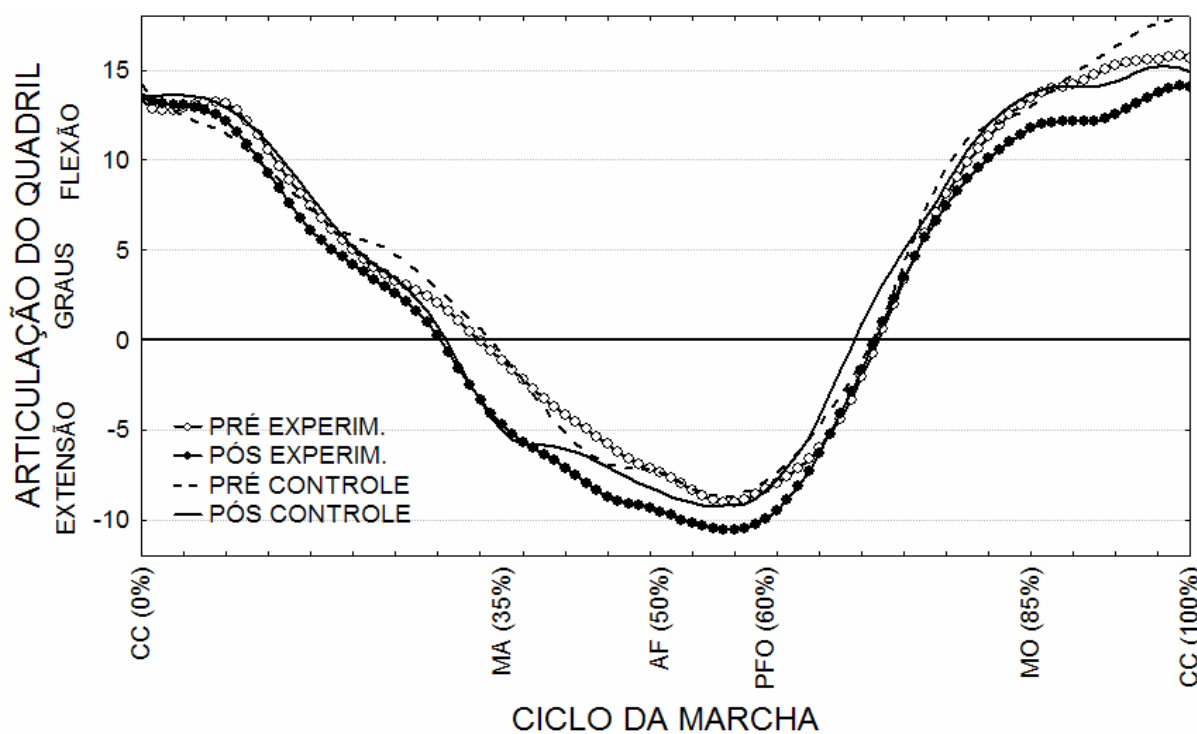
Não foram observadas diferenças nos parâmetros angulares do segmento da coxa (FIGURA 19) e das articulações do quadril (FIGURA 20), joelho (FIGURA 21) e tornozelo (FIGURA 22) para nenhuma das condições experimentais e grupos ($p > 0,05$).

FIGURA 19 – Segmento da coxa antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



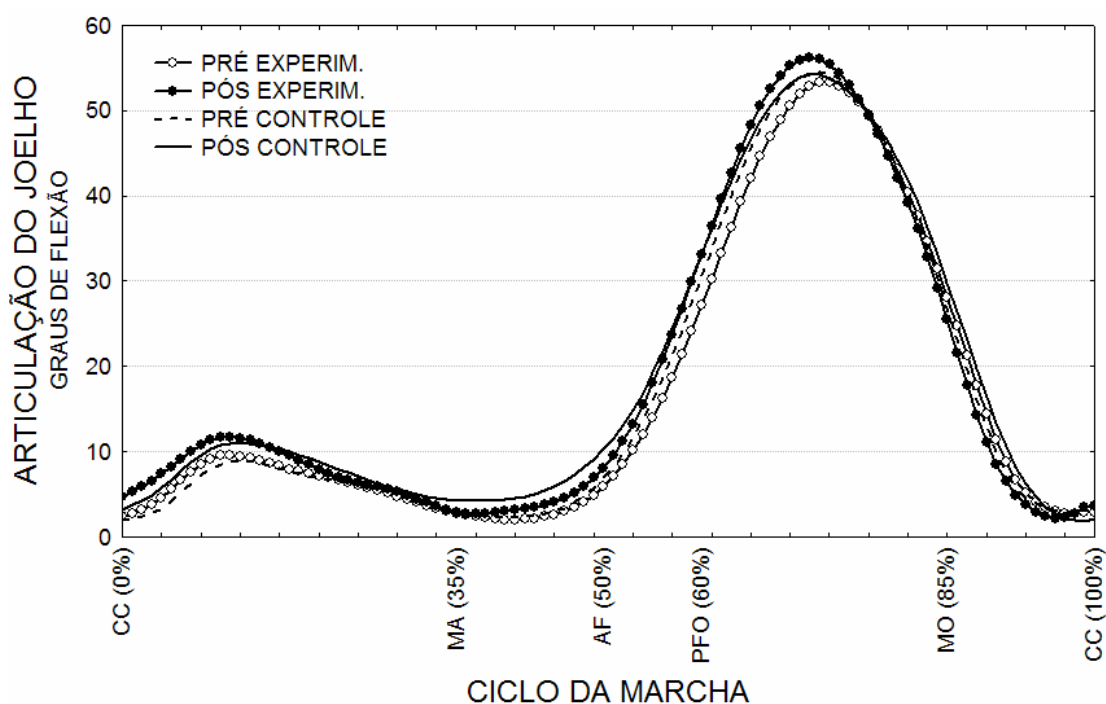
NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço.

FIGURA 20 – Articulação do quadril antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



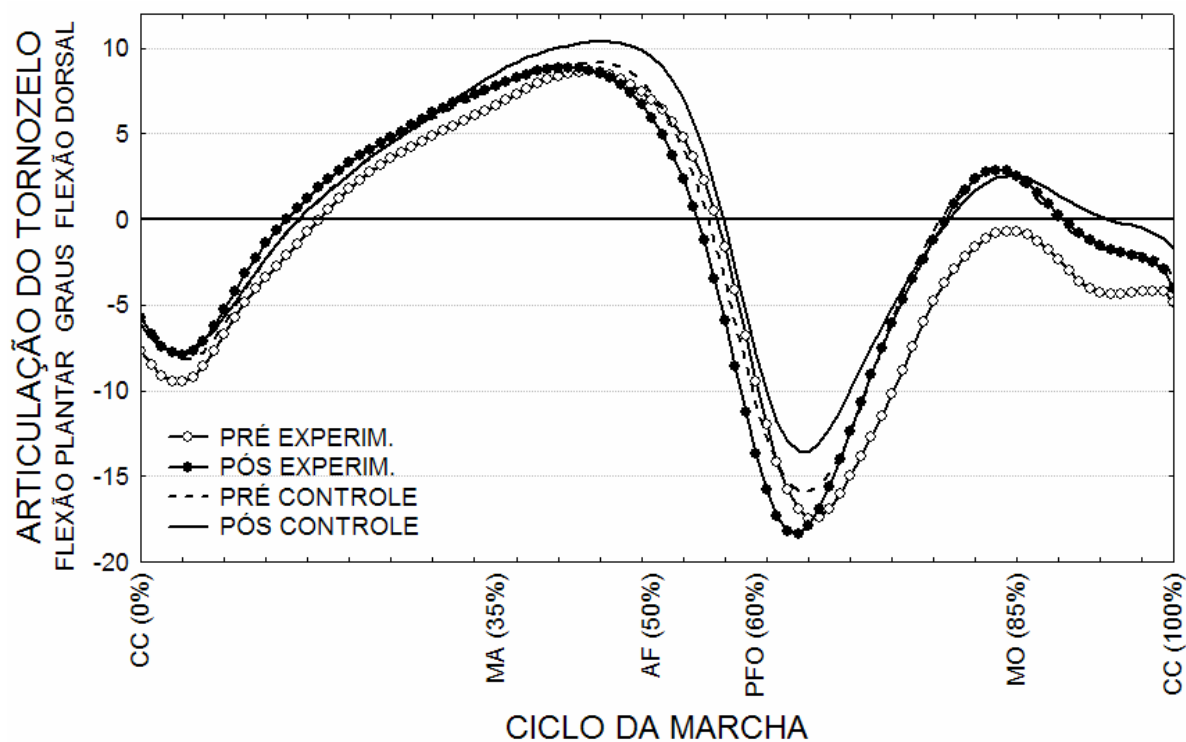
NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço.

FIGURA 21 – Articulação do joelho antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço.

FIGURA 22 – Articulação do tornozelo antes (PRE) e após (POS) o treinamento de flexibilidade do grupo experimental e controle.



NOTA: CC – contato do calcanhar com o solo; MA – meio da fase de apoio; AF – final da fase de apoio; PFO – pré-fase de balanço; MO – meio da fase de balanço.

5. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos de um treinamento de exercícios de flexibilidade da musculatura flexora e extensora do quadril e flexora plantar do tornozelo sobre a marcha de idosas a fim de analisar o risco de quedas. O estudo partiu da premissa que a diminuição das capacidades visco-elásticas dos músculos que atuam nas articulações do membro inferior constitui fator determinante para alterar o desempenho da marcha e aumentar o risco de quedas (EVANS et al., 2003; KERRIGAN et al., 2003, 2001 e 1998). A escolha do gênero feminino foi feita em função da maior viabilidade de encontrar mulheres do que homens idosos que se submetessem aos procedimentos experimentais do estudo. Além disso, as mulheres têm características visco-elásticas próprias e a deterioração do sistema muscular manifesta-se diferentemente entre os gêneros (KUBO et al., 2003; SHEPHARD, 1997). Em geral, as mulheres são mais suscetíveis a fraturas após as quedas quando comparadas aos homens (HAUSDORFF et al., 1997; WHITING et al., 1998; MATHIA et al., 2006).

O questionário de Baecke indicou que as participantes eram capazes de realizar suas atividades do dia-a-dia (VOORRIPS et al., 1991 e 1997). Desta forma, a amostra selecionada pode ser considerada como representativa da população idosa saudável e ativa. Além disso, o processo de seleção permitiu utilizar uma amostra sem outros comprometimentos decorrentes do envelhecimento que pudessem influenciar a marcha. Assim, as alterações encontradas após o período do treinamento de flexibilidade podem ser atribuídas ao processo de envelhecimento e não a outras debilidades físicas prevalentes em idosos que influenciam a marcha (ex. osteoartrite) (WATELAIN et al., 2001).

Todas as participantes selecionadas completaram com êxito todo o protocolo de treinamento, executando todos os procedimentos de avaliação do estudo em ambas as sessões (PRE e POS). O grupo experimental completou na íntegra o protocolo do treinamento de flexibilidade, sem necessidade de interrupção. Nenhum sujeito reportou qualquer tipo de desconforto ou lesão durante o período de treinamento.

5.1. AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE

A similaridade entre os grupos experimentais, nas variáveis utilizadas para descrever a flexibilidade antes do período de treinamento, demonstra que não havia discrepância prévia que pudesse influenciar os resultados do programa de treinamento.

O protocolo de treinamento aplicado tendeu a aumentar (~28.0%) a amplitude articular estática no teste do banco de Wells, apenas para o grupo experimental, porém tais alterações não foram significativas. Alterações decorrentes do teste do banco de Wells devem ser vistas com cautela, visto que outros grupos musculares não exercitados durante o protocolo de flexibilidade são envolvidos durante esse tipo de teste e dificultam a avaliação mais detalhada dos efeitos do treinamento. Além disso, encurtamentos em grupos musculares que não foram exercitados durante o treinamento de flexibilidade (ex. músculos paravertebrais) podem influenciar negativamente a avaliação das participantes (BANDY e IRON, 1994; BANDY et al., 1997).

Por outro lado, quando os resultados do presente estudo foram analisados por meio de fotometria, as idosas submetidas ao treinamento demonstraram uma redução dos encurtamentos dos músculos extensores e flexores do quadril e flexores plantares do tornozelo. Os aumentos nas amplitudes de movimento articular demonstram que o treinamento de flexibilidade foi capaz de influenciar marcadamente os efeitos do envelhecimento impostos sobre as características visco-elásticas musculares.

A pequena variação encontrada no grupo controle após o período de quatro semanas permite inferir que os aumentos nas amplitudes articulares foram decorrentes da efetividade do treinamento aplicado e não constituem um efeito casual.

De fato, a amplitude articular dos extensores do quadril após o treinamento ($91,3^\circ \pm 7,0^\circ$) aproximou-se dos valores referencias encontrados em adultos jovens que não apresentam encurtamento muscular (DRAPER, 2002). O aumento médio da amplitude de movimento articular do presente estudo foi maior do que àqueles reportados em outros estudos (CHAN et al., 2001; FELAND et al., 2001a; ZAKAS et al., 2005) e mostra evidências que o protocolo de flexibilidade aplicado foi satisfatório para prover mudanças sobre os tecidos.

O aumento no comprimento das unidades músculo-tendíneas dos flexores do quadril, identificado através da análise fotogramétrica após o treinamento de flexibilidade, demonstra que os músculos flexores uni e bi-articulares apresentaram aumentos nas suas amplitudes articulares (KENDALL et al., 1993; SARRAF et al., 2005). Todavia, estudos que tenham analisado os efeitos de programas de treinamento de flexibilidade em idosos são escassos para que se possa realizar comparações com os achados do presente estudo.

O aumento médio na amplitude articular de movimento do tornozelo (~ 17,5%) indicou uma resposta positiva das participantes em relação ao treinamento de flexibilidade. Resultados encontrados em outros estudos (JOHANSON et al., 2006; RADFORD et al., 2006) também mostram aumentos significativos na dorsiflexão passiva após procedimentos de flexibilidade.

Independente da magnitude das modificações induzidas pelo treinamento, os achados desse estudo confirmaram os resultados de Chan et al. (2001) que mostram que quatro semanas de treinamento de flexibilidade são suficientes para promover modificações significativas sobre o complexo músculo-tendíneo. Alguns mecanismos podem ser propostos para explicar esses resultados. A diminuição da tensão visco-elástica dos tecidos (TAYLOR et al., 1990; MAGNUSSON, 1998; CHAN et al., 2001) pode ter reduzido a resistência passiva e permitido maior amplitude de movimento articular (ACSM, 1998; ALTER, 1999). Nesse sentido, pode-se especular que o protocolo de treinamento empregado tenha atuado sobre a resposta viscosa das estruturas musculares, as quais dependem do tempo de aplicação das cargas de alongamento. Assim, quanto maior for o tempo de aplicação da carga de alongamento, maior será a deformação e o tempo de retorno ao tamanho original (WATKINS, 1999). Alterações sobre a tolerância ao desconforto imposta durante as tensões de alongamento também podem ter influenciado positivamente os resultados. Alguns estudos (HALBERTSMA et al., 1996; ACSM, 1998; WIEMANN e HAHN, 1997; MAGNUSSON et al., 1996, 1998 e 2000) têm demonstrado que os limiares de dor e desconforto podem ser alterados após um período de tensão aplicada sobre a musculatura.

A discussão dos mecanismos que podem ter influenciado a resposta muscular ao treinamento não constituem objeto de análise do presente estudo, porém, as alterações observadas em resposta ao treinamento de flexibilidade podem ser consideradas como suficientes para provocar alterações sobre as amplitudes das

articulações selecionadas e, em parte, reverter o encurtamento das unidades músculo-tendíneas decorrente do processo de envelhecimento.

5.2. MARCHA

5.2.1. VARIÁVEIS TEMPORAIS

As características dinâmicas espaciais e temporais da marcha das idosas avaliadas antes do treinamento de flexibilidade foram equivalentes às aquelas reportadas em outros estudos que avaliaram sujeitos com características próximas aquelas observadas no presente estudo (KERRIGAN et al., 1998, 2001 e 2003; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969). Essa similaridade indica que as participantes podem ser consideradas como representativas da população idosa. Além disso, o coeficiente de variação de um conjunto de variáveis cinemáticas durante a marcha foi relativamente baixo (11,7% para a articulação do quadril; 9,8% para o joelho e 11,3% para o tornozelo). Coeficientes de variabilidade inferiores a 12% ainda têm sido considerados como aceitáveis em estudos que envolvam a marcha (GABEL e NAYAK, 1984).

O aumento na duração da fase apoio é uma das primeiras alterações no padrão da marcha que reflete o processo de envelhecimento, especialmente na fase de duplo apoio (MURRAY et al., 1969; GEHLSSEN & WHALEY, 1990). O aumento do tempo de duplo suporte e a diminuição do tempo gasto na fase de balanço são características da população idosa. Essas alterações têm sido interpretadas como uma tentativa para melhorar a estabilidade dinâmica durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969; HUNT et al., 1994).

O treinamento da flexibilidade induziu mudanças nos tempos relativos das fases da marcha, que envolveu diminuição no tempo de apoio e aumento no tempo de balanço. A duração do tempo de apoio passou de 65,3% para 61,5% do ciclo da marcha após o período de treinamento de flexibilidade, similar aos valores reportados em adultos jovens (WINTER, 1991). Tais mudanças podem ser interpretadas como um importante ganho na estabilidade dinâmica da marcha (VIEL, 2001). De fato, alguns estudos têm demonstrado que os idosos necessitam de tempos de apoio significativamente maiores do que adultos jovens para garantir o

equilíbrio e a estabilidade durante a marcha (MURRAY et al., 1969; GEHLSSEN & WHALEY, 1990). A diminuição significativa na fase de apoio fez com que a hipótese H_1 fosse aceita.

A similaridade na duração do tempo de duplo apoio entre os valores reportados para adultos jovens (ROSE e GAMBLE, 1994; KERRIGAN et al., 1998) e aqueles encontrados após o programa de treinamento da flexibilidade sugerem que estes exercícios possuem um papel efetivo na reversão do padrão senil da marcha. A redução na duração do tempo de duplo apoio pode ser consequência de melhorias sobre o controle da marcha e a estabilidade do movimento (KERRIGAN et al., 1998; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969; HUNT et al., 1994) após o período de treinamento, que tendem a diminuir as oscilações do centro de massa durante o deslocamento, causadas por encurtamentos e enrijecimentos músculo-tendíneos (WINTER, 1991 e 1995; KERRIGAN et al., 1998 e 2003). Assim, a hipótese (H_2) que afirma que a duração da fase de duplo apoio é menor na marcha das idosas após o treinamento de flexibilidade foi confirmada.

5.2.2. VARIÁVEIS ESPACIAIS

Dentre as alterações induzidas pelos exercícios de flexibilidade, as mais importantes ocorreram ao redor da pelve, que sofreu significativas alterações na sua inclinação anterior, inclinação lateral e rotação. A pelve desempenha um importante papel na locomoção do ser humano (ROSE e GAMBLE, 1994; VIEL, 2001) e o envelhecimento provoca significativas alterações neste segmento (KERRIGAN et al., 1998 e 2003; WINTER, 1991), que puderam ser parcialmente revertidas em função do treinamento de flexibilidade.

O aumento no pico de inclinação anterior da pelve é uma das características presentes na marcha do idoso que mais se relacionam com o risco de queda pelo deslocamento do centro de massa à frente, que tende a aumentar a instabilidade durante a marcha (WINTER, 1991; KERRIGAN et al., 1998 e 2003). Portanto, a retroversão da pelve, após o período do treinamento de flexibilidade, representa uma redução no risco de quedas entre idosos. Esses resultados permitiram aceitar a hipótese (H_3) que previa uma redução no pico de inclinação anterior da pelve após o treinamento de flexibilidade.

A diminuição na inclinação anterior da pelve após o treinamento pode ser atribuída à redução no encurtamento das unidades músculo-tendíneas dos músculos flexores do quadril. Alguns estudos demonstram que o enrijecimento dos músculos flexores do quadril restringe os movimentos de extensão e causam um aumento na inclinação anterior da pelve a fim de estabelecer um comprimento mais favorável da musculatura para compensar a perda das características visco-elásticas dos tecidos (WINTER, 1991; PRINCE et al., 1997). Os resultados do presente estudo não confirmam os achados de Kerrigan et al. (2003) que não puderam demonstrar uma redução significativa na inclinação anterior da pelve após uma rotina de exercícios de flexibilidade para os flexores do quadril aplicada durante 10 semanas. Possivelmente, a falta de um controle mais rigoroso sobre o protocolo de flexibilidade pode ter comprometido a efetividade do programa, conforme apontam os próprios autores. De fato, programas de atividade física sem supervisão tendem a apresentar menor efetividade quando comparados àqueles controlados por profissionais capacitados (KING et al., 2002). Isso mostra a importância de um maior número de exercícios e da supervisão dos mesmos. Além de contar com supervisão direta, os procedimentos utilizados no presente estudo não incluíram apenas exercícios específicos para os músculos flexores do quadril, mas também os extensores dessa articulação.

As amplitudes de inclinação lateral e rotação da pelve são importantes componentes do passo pélvico determinando a amplitude da passada e a velocidade de deslocamento (KERRIGAN et al., 2001; VIEL, 2001). A maior rotação e inclinação lateral pélvica permitem que o calcanhar da perna de balanço possa ser posicionado mais à frente em relação à perna de apoio fazendo com que a marcha seja executada mais eficientemente (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 1994; VIEL, 2001). Os valores encontrados nas amplitudes de inclinação lateral e rotação pélvica após o período de treinamento da flexibilidade se aproximaram daqueles reportados em adultos jovens (ROSE e GAMBLE, 1994). Desta forma, a hipótese (H₄) que assume aumentos na inclinação lateral e rotação da pelve em função do treinamento foi aceita.

O mecanismo que pode influenciar e controlar as maiores amplitudes da rotação e inclinação pélvica está associado a um aumento do momento resultante de movimentação da rotação e inclinação lateral, influenciado pela menor resistência passiva oferecida pelos músculos que restringem os movimentos de extensão (ex.

ílio-psoas e reto femoral) e flexão (ex. ísquio-tibiais) do quadril (KERRIGAN et al., 1998 e 2003).

Alterações sobre as características visco-elásticas dos músculos que controlam a inclinação lateral e rotação pélvica podem ter diminuindo as forças passivas que influenciam os momentos que atuam ao redor do segmento, permitindo uma maior amplitude de movimento.

A similaridade encontrada nos picos de extensão e flexão do segmento da coxa e das articulações do quadril, joelho e tornozelo em relação aos resultados reportados em outros estudos reforça o argumento que as participantes do presente estudo refletem as características da marcha de idosos saudáveis (WINTER, 1991, KERRIGAN et al., 1998, 2001 e 2003). O protocolo de treinamento administrado no presente estudo não propiciou mudanças significativas sobre estas variáveis. De fato, outros estudos que envolveram rotinas de exercícios de flexibilidade em curto e longo prazo também não foram efetivos para causar alterações sobre estas variáveis ao redor do quadril e joelho (KERRIGAN et al., 2003; SOUZA, 2006) e tornozelo (JOHANSON et al., 2006). Os deslocamentos angulares de quadril, joelho e tornozelo parecem ser pouco susceptíveis a alterações induzidas pelo treinamento de flexibilidade após o estabelecimento de um padrão maduro da marcha. Desta forma, as hipóteses que pressupunham aumentos na amplitude articular no segmento da coxa e das articulações do quadril, joelho e tornozelo, não puderam ser aceitas. Assim, as hipóteses H_5 , H_6 e H_7 foram rejeitadas.

Apesar do robusto padrão encontrado na cinemática angular articular, o comprimento da passada e a velocidade de deslocamento apresentaram alterações. Essas variáveis são importantes indicadores de mobilidade e têm sido relacionadas ao risco de quedas na terceira idade (GEHLSSEN & WHALEY, 1990; MAKI, 1997; KEMOUN et al., 1999). De fato, os idosos tendem a reduzir o comprimento da passada a fim de buscar uma base de suporte mais estável para controlar as ações articulares (KERRIGAN et al., 1998).

Os valores do comprimento da passada registrados antes dos exercícios de flexibilidade são compatíveis com dados de estudos similares com idosos (SOUZA, 2006) e demonstraram uma resposta positiva ao treinamento de flexibilidade. Essas alterações podem ter ocorrido em consequência das mudanças induzidas sobre as características visco-elásticas dos músculos que atuam e controlam o segmento da pelve. A maior rotação e inclinação lateral da pelve durante a caminhada, devido à

reversão do encurtamento músculo-tendíneo, pode ter permitido que o contato do calcanhar com o solo da perna de balanço tenha ocorrido mais à frente, aumentando a amplitude da passada (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 1994; VIEL, 2001), sem a necessidade de alterações sobre os deslocamentos angulares do segmento da coxa e das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Estudos indicaram que importantes alterações na amplitude de movimento (ex.: comprimento da passada) decorrem de uma maior instabilidade na marcha, o que pode levar um aumento no risco de quedas (BROWN et al., 2002; KEMOUN et al., 1999; KERRIGAN et al., 1998; MAKI, 1997; WINTER, 1991 e 1995). Desta forma, os fatores que propiciaram melhores condições de execução da marcha após o treinamento de flexibilidade (maior rotação e inclinação pélvica) permitiram um maior comprimento da passada e uma redução no risco de quedas na terceira idade.

O segmento da pelve não influencia apenas o comprimento da passada, mas também a velocidade de deslocamento da marcha. A maior mobilidade da cintura pélvica é um fator essencial para o aumento da velocidade da marcha (VIEL, 2001; KERRIGAN et al., 2001). Os resultados do presente estudo mostraram um aumento no comprimento da passada e uma diminuição no tempo de duplo apoio, os quais explicam a maior velocidade observada durante a marcha (RILEY et al., 2001; WATELAIN et al., 2000; ROSE e GAMBLE, 1994; WINTER, 1991). A composição das alterações dessas variáveis é reforçada pelas pequenas modificações no tempo total do ciclo da marcha e na cadência que permaneceram relativamente inalterados entre as condições experimentais. Desta forma, mudanças nos componentes temporais e espaciais permitiram que as participantes aumentassem a distância percorrida durante a marcha para um mesmo período de tempo. A velocidade é considerada como um parâmetro fácil e objetivo de mensurar a mobilidade dos sujeitos durante a marcha (PRINCE et al., 1997), sendo uma das primeiras variáveis a apresentar alterações em decorrência do envelhecimento (WINTER, 1991). A velocidade, após o treinamento de flexibilidade, foi similar àquela reportada em adultos jovens (SADEGHI et al., 2002). As alterações ocorridas no comprimento da passada e na velocidade da marcha fizeram com que a hipótese H₈ fosse aceita.

A largura do passo durante a fase de duplo apoio é um dos indicadores que tem sido usado para estimar a instabilidade da marcha em idosos (OWINGS et al., 2003 e 2004; MURRAY et al., 1969). A diminuição de 23,4% da largura entre os pés durante a marcha nas idosas do grupo experimental não foi significativa, mas pode

ser considerada como um efeito da maior rotação pélvica que tende a aproximar o ponto de contato do calcanhar da linha de progressão da marcha. Esta redução indica que os exercícios de flexibilidade podem melhorar o controle da marcha aumentando a estabilidade durante o deslocamento. Outros estudos que trabalharam com idosos apresentam maiores valores na largura do passo do que os encontrados no presente estudo após o período de treinamento (OWINGS et al., 2003 e 2004).

A altura de elevação do pé do solo é uma das variáveis mais importantes para estimar o risco de quedas pela separação necessária entre o pé e a superfície, que permite minimizar a possibilidade de tropeços em irregularidades ou objetos que podem levar à queda (WINTER, 1991 e 1992; WOOLLACOTT et al., 2002; BUZZI et al., 2003). Os exercícios de flexibilidade não afetaram significativamente a altura de elevação do pé durante a marcha, porém o aumento de 27,1% na altura do pé após o treinamento, foi similar aquela reportada em outros estudos (28,0%, conforme CRISTOPOLISKI, 2004). Desta forma as hipóteses que pressupunham uma redução na largura do passo (H_9) e um aumento na elevação do pé (H_{10}) foram rejeitadas.

A velocidade de contato do calcanhar não apresentou modificações significativas após o treinamento de flexibilidade. Estudos que analisaram esta variável em adultos jovens (WINTER, 1991; MILLS e BARRETT, 2001) apresentaram similaridade com valores encontrados no presente estudo. O nível de atividade física, avaliado como moderadamente ativo nas idosas selecionadas, pode ter influenciado os efeitos do treinamento sobre os resultados da velocidade de contato do calcanhar. Estes resultados mostram que idosos considerados ativos não apresentam modificações significativas sobre a velocidade de contato do calcanhar com o solo, e que esta variável está muito mais associada à capacidade de acelerar e desacelerar os segmentos da perna de balanço (força muscular) do que sobre a capacidade de aumentar a amplitude de movimento articular (flexibilidade), reforçando os achados de outros estudos (WINTER, 1991; ROSE e GAMBLE, 1994; WATELAIN et al., 2000; VIEL, 2001). Desta forma, a estabilidade da velocidade de contato do calcanhar após o treinamento de flexibilidade levou à rejeição da hipótese H_{11} .

6. CONCLUSÃO

Este estudo teve por objetivo analisar cinematicamente o padrão de locomoção de mulheres na terceira idade em resposta a um programa de flexibilidade para os músculos extensores e flexores do quadril e flexores plantares do tornozelo. Os achados do presente estudo revelaram que o treinamento de flexibilidade supervisionado foi efetivo para alterar um número de variáveis na marcha das idosas. As alterações no comprimento músculo-tendíneo que ocorreram ao redor da pelve causaram mudanças importantes sobre o comprimento da passada e tempo de duplo apoio, os quais propiciaram aumentos na velocidade de deslocamento e representam importantes indicadores de melhoria da mobilidade. As alterações que o programa de exercícios de flexibilidade induziu sobre a marcha, demonstraram que este tipo de atividade constitui um importante recurso para atenuar e reverter os efeitos degenerativos associados ao envelhecimento.

Os resultados apontam que os benefícios decorrentes de protocolos de exercícios supervisionados de flexibilidade apresentam-se como uma maneira atrativa de melhorar o desempenho físico dos idosos em tarefas cotidianas. Desta forma, recomenda-se que programas de atividade física incluam rotinas de flexibilidade supervisionadas dentre as atividades desenvolvidas por sujeitos idosos. Faz-se necessário destacar a importância do acompanhamento das atividades de alongamento por profissionais, visto a baixa efetividade dos programas que não possuem controle direto, conforme apontado pela literatura (KING et al., 2002).

De fato, o programa de flexibilidade proposto foi satisfatório em promover alterações sobre os parâmetros cinemáticos da marcha de mulheres idosas, especialmente no comportamento da pelve. Isso leva à capacidade de uma locomoção com menor restrição de movimento, promovendo uma execução mais segura da marcha, indicando uma redução em alguns fatores que determinam o risco de quedas durante a marcha de idosos.

Espera-se que outros estudos que analisem os efeitos da retenção do treinamento de flexibilidade e a implicação de programas que envolvam outros volumes e intensidades de treinamento (ex. duas sessões semanais) ou outras atividades físicas (ex. programas de treinamento de força, hidroginástica) no intuito de minimizar o risco de quedas na terceira idade.

REFERENCIAS

ACSM. **ACSM'S GUIDELINES FOR EXERCISE TESTING AND PRESCRIPTION**. 5 ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1995.

ACSM. Position Stand: Exercise and physical activity for older adults. In: **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 30, n. 6, p. 1-23, 1998.

ALLARD, P.; STOKES, I.A .F.; BLANCHI, J-P. **THREE-DIMENSIONAL ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT**. Illinois: Human Kinetics. 1995.

ALLERHEILIGEN, W. B. Stretching and Warm-up. In: BAECHLE, T. R. **Essentials of strength training and conditioning**. Illinois: Human Kinetics. 1994. p. 289-313.

ALTER, M. J. **CIÊNCIA DA FLEXIBILIDADE**. 2ªed. Porto Alegre: Artmed, 1999.

AMERICAN GERIATRICS SOCIETY. Guideline for the prevention of falls in older person. **Journal of American Geriatrics Society** v. 49, n.5, p. 664-672, 2001.

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

BAKER, S. P; HARVEY, A. H. Fall injuries in the elderly. **Clinical of Geriatric Medicine**. v.1, p.501-12, 1985.

BANDY, W. D.; IRION, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstrings muscles. **Physical Therapy**. V. 74, p. 845 (54)-852 (61), 1994.

BANDY, W. D.; IRION, J. M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstrings muscles. **Physical Therapy**. V. 77, p. 1090-1096, 1997.

BERG, W. P., ALESSIO, H. M., MILLS, E. M. Circumstances and consequences of falls independent community-dwelling older adults. **Age and Aging**. v. 26, p. 261-268, 1997.

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

BROWN, M.; HOLLOSZY, J. O. Effects of walking, jogging and cycling on strength, flexibility, speed and balance in 60- to 72-year olds. **Aging**. v.5, p. 427-434, 1993.

BROWN, M.; SINACORE, D. R.; EHSANI, A. A.; et al. Low-intensity exercise as a modifier of physical frailty in older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 81, p. 960-965, 2000.

BROWN, L. A.; GAGE, W. H.; POLYCH, M. A.; SLEIK, R. J.; WINDER, T. R. Central set influences on gait: age-dependent effects of postural threat. **Experimental Brain Research**. v. 145, p. 286-296, 2002.

BRUDNAK, M. A.; DUNDERO, D.; VAN HECKE, F. M. Are the 'hard' martial arts, such as the Korean martial art, TaeKwon-Do, of benefit to senior citizens? **Medical Hypotheses**. v.59(4), p.485–491, 2002.

BUZZI, U. H.; STERGIYOU, N.; KURZ, M. J.; et al. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. **Clinical Biomechanics**. v.18, p.435–443, 2003.

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.

COOK-SHUMWAY, A.; WOOLLACOTT, M. **MOTOR CONTROL: theory and practical applications**. Maryland, USA. Lippincott Williams and Wilkins: 1995.

CRISTOPOLISKI, F. **Efeito Transiente de uma Sessão de Exercícios de Flexibilidade Sobre a Marcha de Idosas**. 2004. 42 f. Monografia de Graduação (Educação Física) – UFPR; Curitiba-PR.

DANTAS, E. H. M. **FLEXIBILIDADE: alongamento e flexionamento**. 4 ed. Rio de Janeiro, RJ: Shape, 1999.

DEZAN, V.H., SARRAF, T.A., RODACKI, A.L.F. Alterações posturais, desequilíbrios musculares e lombalgias em atletas de luta olímpica. **Revista brasileira de Ciência e Movimento**. v. 12, p. 35-38, 2004.

DRAPER, D. O.; MINER, L.; KNIGHT, K. L.; et al. The carry-over effects of diathermy and stretching in developing hamstring flexibility. **Journal of Athletic Training**. v. 37, p. 37-42, 2002.

EVANS, J. M.; ZAVAREI, K.; LELAS, J. J.; et al. Reduce hip extension in the elderly: dynamic or postural? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 84, p. A15, 2003.

FELAND, J. B.; MYRER, J. W.; SCHULTHIES, S. S.; et al. 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, p. 1110-1117, 2001a.

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

FLORINDO, A. A.; LATORRE, M. R. D. O.; JAIME, P. C.; et al. Metodologia para a avaliação da atividade física habitual em homens com 50 anos ou mais. **Revista de Saúde Pública**. v. 38, p. 307-314, 2004.

GABEL, A.; NAYAK, U. S. L. The effect of age on variability gait. **Journal of Gerontology**. v. 39, p. 662-666, 1984.

GAJDOSIK, R. L.; LINDEN, D. W. V.; MCNAIR, P. J.; et al. 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.

GEHLSSEN, G. M.; WHALEY, M. H. Falls in the elderly: part I, gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.71, p.735-738, 1990.

GIANNINI, S.; CATANI, F.; BENEDETTI, M. G.; et al. **GAIT ANALYSIS: methodologies and clinical applications**. Amsterdam: IOS Press, 1994.

HALBERTSMA, J. P. K.; VAN BOLHUIS, A. I.; GÖEKEN, L. 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, S. J. **BIOMECÂNICA BÁSICA**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAUSDORFF, J.M.; EDELBERG, H.K.; MITCHELL S.L.; et al. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.78, p. 278–283, 1997.

HERMAN, T.; GILADI, N.; GUREVICH, T.; HAUSDORFF, J. M. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautions” gait: why do certain older adults walk fearfully? **Gait and Posture**. [s.v.], n. 1-8, 2004.

HONEYCUTT, P. H.; RAMSEY, P. Factors contributing to falls in elderly men living in the community. **Geriatric Nursing**. v. 23, p. 250-257, 2002.

HUNT, A. E.; DAVIS, G. M.; LLOYD, D. G.; SVENSSON, N. L. Gait characteristics and joint ranges of motion in young versus elderly women. **Journal of Biomechanics**. v. 27, Issue 6, p. 803, 1994.

JOHANSON, M. A.; WOODEN, M.; CATLIN, P. A.; et al. Effects of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of gait. **Physical Therapy in Sport**. v. 7, p. 93–100, 2006.

JUDGE, J. O.; UNDERWOOD, M.; GENNOSA, T. Exercise to improve gait velocity in older persons. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 74, p.400-6, 1993.

JUDGE, J. O.; DAVIS, R.B.; OUNPUU, S. Age associated reduction in step length: testing the importance of hip and ankle kinetics. **Journal of Gerontology Med. Science**. v. 51, p. 303-312, 1996.

KANAVAGH, J. J.; BARRETT, R. S.; MORRISON, S. Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. **Gait and Posture**. v. 20, p. 291-298, 2004.

KEMOUN, G.; THOUMIE, P.; BOISSON, D.; et al. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v. 34, p. 278-283, 2002.

KEMOUN, G.; BENAÏM, C.; BLATT, J. L.; et al. Les strategies de marche peuvent-elles prédire les chutes chez les personnes âgées? **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**. v. 42, p. 125-135, 1999.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, G. K.; PROVANCE, P. G. **MUSCLES: Testing and function**. 4^a ed. Maryland, USA: Williams & Wilkins, 1993.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. A.; CROCE, U. D.; et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 79, p. 317-322, 1998.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; et al. Reduced hip extension during walking: health elderly and fallers versus young adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 26-30, 2001.

KERRIGAN, D. C.; XENOPOULOS-ODDSSON, A.; SULLIVAN, M. J.; et al. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in elderly. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 84, p. 1-6, 2003.

KING, M. B.; WHIPPLE, R. H.; GRUMAN, C. A.; et al. The performance enhancement project: improving physical performance in older persons. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.83, p.1060-1069, 2002.

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

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. 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.

LAN, C.; LAI, J. S.; WONG, M. K.; et al. Cardio-respiratory function, flexibility, and body composition among geriatric Tai Chi Chuan practitioners. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.77, p. 612-616, 1996.

LAUGHTON, C. A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture**. v. 18, p. 101-108, 2003.

LEE, L. W.; KERRIGAN, D. C.; CROCE, U. D. Dynamic implications of hip flexion contractures. **American Journal of Physical Medicine e Rehabilitation**. v. 76, p. 502-508, 1997.

LIN, R.; CHANG, G.; CHANG, L. Biomechanical properties of muscle-tendon units under higher speed passive stretch. **Clinical Biomechanics**. v. 14, p. 412-417, 1999.

MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, H.; AAGAARD, P.; et al. 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.

MAGNUSSON, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers: a review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.8, p. 65-77, 1998.

MAGNUSSON S. P.; AAGAARD, P.; NIELSON, J. J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 1160–1164, 2000.

MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **Journal of American Geriatrics Society**. v.45, n.3, p.313-320, 1997.

MAREK, S. M.; CRAMER, J. T.; FINCHER, A. L.; et al. Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Training**. v. 40, p. 94-103, 2005.

MARINS, J. C. B.; GIANNICHI, R. S. **AVALIAÇÃO E PRESCRIÇÃO DE ATIVIDADE FÍSICA: Guia prático**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Shape, 1998.

MATHIA, T. A. F.; JORGE, M. H. P. M.; ANDRADE, O. G. Morbimortalidade por causas externas na população idosa residente em município da região sul do Brasil. **Revista Latino-America de Enfermagem**. v. 14, p. 17-24, 2006.

MILLS, P. M., BARRETT, R. S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Human Movement Science**, v. 20, p. 427-446, 2001.

MOTA, C. B.; LINK, D. M.; TEIXEIRA, J. S. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. **Brazilian Journal of Biomechanics**. Rio Grande do Sul, n. 4, p. 15-20, 2002.

MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H. Walking patterns in healthy old men. **Journal of Gerontology**. v. 24, p. 169-178, 1969.

NEVITT, M. C.; CUMMINGS, S. R. Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. **Journal of American Geriatrics Society**. v. 41, p. 1226-34, 1993.

OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Variability of step kinematics in young and older adults. **Gait and Posture**. v. 20, p. 26-29, 2004a.

OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. **Journal of Biomechanics**. v. 37, p. 935-938, 2004b.

PERRY, J. **GAIT ANALYSIS: normal and pathological function**. New Jersey: Slack, 1992.

POPE, R. P.; HERBERT, R. D.; KIRWAN, J. D.; et al. A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 271-277, 2000.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in the elderly. **Gait and Posture**. v. 5, p. 128-135, 1997.

PUGGAARD, L. Effects of training on functional performance in 65, 75 and 85 year-old women: Experience deriving from community based studies in Odense, Denmark. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.13, p.70-76, 2003.

RADFORD, J. A.; BURNS, J.; BUCHBINDER, R. Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? A systematic review. **British Journal of Sports Medicine**. v. 40, p. 870-875, 2006.

RILEY, P. O.; DELLACROCE, U.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait and Posture**. v. 14, p. 264-270, 2001.

ROBERTS, J. M., WILSON, K. Effect of stretching duration on the active and passive range of motion in the lower extremity. **British Journal of Sports and Medicine**. v. 33, p. 259-263, 1999.

RONSKY, J. L.; NIGG, B. M.; FISHER, V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. **Clinical Biomechanics**. v.10, p.41-49, 1995.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **HUMAN WALKING**. 2 ed. Baltimore : Williams & Wilkins, 1994.

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

SADEGHI, H.; PRINCE, F.; ZABJEK, K. F.; SADEGHI, S.; LABELLE, H. Knee flexors/ extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). **The Knee**. v. 9: p. 55-63, 2002.

SARRAF, T.; DEZAN, V. H.; RODACKI, A.L.F. Diferenças entre medidas qualitativas e quantitativas durante testes de comprimento músculo-tendíneos dos flexores do quadril uni e bi-articulares. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 9, p. 195-202, 2005.

SATTIN, R. Falls among older persons: a public health perspective. **Annual Revision of Public Health**. v. 13, p. 489-508, 1992.

SCARBOROUGH, D. M.; KREBS, D. E.; HARRIS, B. A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait and Posture**. v. 10, p. 10-20, 1999.

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

SEMENICK, D. M. Testing Protocols and Procedures. In: BAECHLE, T. R. **Essentials of strength training and conditioning**. Illinois: Human Kinetics. 1994. P. 258-273.

SHEPHARD, R. J. **Aging, Physical Activity and Health**. Champaign: Human Kinetics, 1997.

SKINNER, S. Development of gait. In: ROSE, J.; Gamble, J. G. **HUMAN WALKING**. 2 ed. Maryland: Williams & Wilkins. 1994. p. 123-138.

SPIRDUSO, W. W. **PHYSICAL DIMENSIONS OF AGING**. Illinois: Human Kinetics. 1995.

SHAGOLD, M.; MIRKIN, G. **PHYSIOLOGY AND SPORTS MEDICINE**. 2 ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1994.

SOUZA, R. M. **Efeito Agudo do Alongamento na Marcha das Idosas**. 2006. 74 f. Dissertação de Mestrado (Educação Física) – UFPR; Curitiba-PR.

TAYLOR, D. C.; DALTON, J. D.; SEABER, A. V.; et al. 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 J. R., et al. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 36, p. 371-378, 2004.

TINETTI, M. E.; MENDES DE LEON C. F.; DOUCETTE J. T.; et al. Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. **Journal of Gerontology**. v. 49, p. 140–147, 1994.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR. J. C. **DYNAMICS OF HUMAN GAIT**. Champaign: Human Kinetics, 1993.

VIEL, E. **A MARCHA HUMANA, A CORRIDA E O SALTO: Biomecânica, investigações, normas e disfunções**. Paris: Masson, 2000. Trad. Maria Alice Farah Calil Antonio. Barueri: Manole, 2001.

VOORRIPS, L. E.; RAVELLI, A. C. J.; DONGELMANS, P. C. A.; et al. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, p. 974-979, 1991.

VOORRIPS, L. E.; RAVELLI, A. C. J.; DONGELMANS, P. C. A.; et al. Modified Baecke questionnaire for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 29, suppl. 6, p. S117-21, 1997.

WATELAIN, E.; BARBIER, F.; ALLARD, P.; et al. Gait pattern classification of health elderly men based on biomechanical data. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 81, p. 579-86, 2000.

WATELAIN, E.; DUJARDIN, F.; BABIER, F.; et al. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 1705-1711, 2001.

WATKINS, J. **STRUCTURES AND FUNCTIONS OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM**. Champaign: Human Kinetics, 1999.

WHITING, W. C.; ZERNICK, R. F. **BIOMECHANICS OF MUSCULOSKELETAL INJURY**. Illinois, USA: Human Kinetics, 1998.

WIEMANN, K; HAHN, K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. **International Journal of Sports and Medicine**. v. 18, p. 340-346, 1997.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. **PHYSIOLOGY OF SPORT AND EXERCISE**. 2 ed. Illinois, USA: Human Kinetics, 1999.

WINTER, D. A. **THE BIOMECHANICAL AND MOTOR CONTROL OF HUMAN GAIT: normal, elderly and pathological**. 2 ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D. A. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. **Physical Therapy**. v. 72, p. 45-53, 1992.

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

WOLF, S. L.; BARNHART, H. X.; KUTNER, N. G.; et al. Selected as the best paper in the 1990s: Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of tai chi and computerized balance training. **Journal of American Geriatrics Society**. v.51, p.1794-803, 2003.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**. v. 16: p. 1-14, 2002.

ZAKAS, A.; BALASKA, P.; GRAMMATIKOPOULOU, M. G.; et al. Acute effects of stretching duration of range of motion of elderly woman. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 9, p. 270-276, 2005.

ZAKAS, A.; DOGANIS, G.; PAPAKONSTANDINOY, V.; et al. Acute effect of estatic stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer player. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 10, p. 89-95, 2006.

ZATSIORSKY, V. M. **KINEMATICS OF HUMAN MOTION**. Illinois: Human Kinetics, 1998.

ANEXO I – QUESTIONÁRIO MODIFICADO DE BAECKE PARA IDOSOS**Código do participante:** _____**Data de coleta:** _____**Escore:** _____**ATIVIDADE DA VIDA DIÁRIA**

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?
 0. nunca (menos de uma vez por mês)
 1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)
 2. quase sempre (às vezes com ajudante)
 3. sempre (sozinho ou junto com alguém)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?
 0. nunca (menos que 1 vez por mês)
 1. às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)
 2. quase sempre (às vezes com ajuda)
 3. sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas vocês faz tarefas domésticas em sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2)

4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).
 0. nunca faz trabalhos domésticos
 1. 1-6 cômodos
 2. 7-9 cômodos
 3. 10 ou mais cômodos

5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher se respondeu nunca na questão 4).

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?
 0. nunca
 1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
 2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
 3. sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)
 0. eu nunca subo escadas
 1. 1-5
 2. 6-10
 3. mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?
 0. eu nunca saio

1. carro
 2. transporte público
 3. bicicleta
 4. caminhando
9. Com que frequência você faz compras?
0. nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)
 1. uma vez por semana
 2. duas a 4 vezes por semana
 3. todos os dias
10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
0. Eu nunca saio
 1. Carro
 2. Transporte público
 3. Bicicleta
 4. Caminhando

ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte?

Esporte 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Esporte 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO II – CÓDIGOS PARA O QUESTIONÁRIO MODIFICADO DE BAECKE

Código de intensidade

0: deitado, sem carga	0.028
1: sentado, sem carga	0.146
2: sentado, com movimentos de mãos e braços	0.297
3: Sentado, com movimentos corporais	0.703
4: Em pé sem carga	0.174
5: Em pé com movimentos de mãos e braços	0.307
6: Em pé, com movimentos corporais, caminhando	0.890
7: Caminhando, com movimentos corporais	1.368
8: Caminhando, movimentos corporais, pedalar, nadar	1.890

Horas por semana

1: Menos que 1h/sem	0.5
2: 1 - < 2h/sem	1.5
3: 2 < 3h/sem	2.5
4: 3- <4/sem	3.5
5: 4 - <5h/sem	4.5
6: 5 - <6h/sem	5.5
7: 6 - <7h/sem	6.5
8: 7 -< 8h/sem	7.5
9: 8 ou mais horas por semana	8.5

Meses por ano

1: Menos do que 1 mês/ano	0.04
2: 1-3 meses/ano	0.17
3: 4-6 meses/ano	0.42
4: 7-9 meses/ano	0.67
5: mais do que 9 meses por ano	0.92

APÊNDICE I – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Ministério da Educação
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
Setor de Ciências Biológicas
Comitê Setorial de Ética em Pesquisa



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pesquisador responsável: Prof Dr André Luiz Felix Rodacki e Fabiano Cristopoliski

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “EFEITO DO TREINAMENTO DE EXERCÍCIOS DE FLEXIBILIDADE SOBRE A MARCHA DE 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 da caminhada, que ocorre pela diminuição de alguns fatores, dentre eles a flexibilidade. Tais alterações podem afetar atividades cotidianas, como a caminhada, resultando em lesões e acidentes, como as quedas. 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 por objetivo analisar a marcha (ou caminhada) de mulheres idosas saudáveis em função do treinamento de exercícios de flexibilidade para os membros inferiores.

- **PROCEDIMENTOS**

Ao participar deste experimento, você se compromete: i) a comparecer ao laboratório em duas ocasiões, nas quais o padrão da marcha (caminhada) será determinado antes (PRE) e após (POS) um programa de flexibilidade; ii) a seguir um programa de flexibilidade desenvolvido para a pesquisa. A análise objetivará avaliar a caminhada em função do programa de flexibilidade. Para esse propósito, as participantes caminharão no plano (solo), dentro da área de coleta de dados especificada pelo pesquisador, da forma mais natural possível por um período de quatro minutos em velocidade confortável, escolhida pela própria pessoa. Os dados para a análise dos movimentos serão obtidos através de imagens coletadas por 4 câmeras filmadoras, que estarão dispostas na área de caminhada. **A identidade de cada pessoa filmada será mantida em anonimato. As filmagens têm o único propósito de atender as necessidades desta pesquisa.** Você será filmada a partir da linha do quadril. Uma roupa preta justa posta ao corpo será disponibilizada e deverá ser colocada, para a caminhada. Marcadores auto-adesivos (de isopor) formados por esferas de 25 mm. de diâmetro serão aderidos a esta roupa, colocados em ambos os membros inferiores. Feito esses procedimentos a pessoa será convidada a caminhar na área de coleta para reconhecimento da mesma e posterior filmagem da marcha. O programa de flexibilidade será do método estático, sendo desenvolvido durante 4 semanas, com uma frequência de 3 vezes por semana. Serão feitos 3 exercícios de flexibilidade que irão abranger as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Cada exercício terá a duração de 60 segundos, sendo repetido quatro vezes. **Tais exercícios serão ministrados de maneira a não provocarem dor**, caso isso aconteça você **deverá** solicitar ao pesquisador que diminua a intensidade de execução dos exercícios ou, se necessário, interromper o procedimento. Antes de cada sessão dos exercícios de flexibilidade, você passará por um aquecimento, onde será orientado a “caminhar de forma acelerada”, por um período de cinco minutos. O programa de

flexibilidade será desenvolvido em local protegido do ambiente externo, para evitar problemas com frio e chuva, por exemplo, e próximo a sua moradia. Em função da experiência dos profissionais, **os exercícios e os procedimentos não oferecem riscos à saúde ou de lesão para as voluntárias da pesquisa**. Profissionais de educação física e fisioterapia estarão acompanhando todos os procedimentos, ambos têm curso de primeiros socorros caso ocorra alguma emergência. Para que você possa participar da pesquisa é necessário ter em mãos um exame médico mostrando que não há problemas físicos que comprometam a sua caminhada e que não impeçam você em participar dos treinamentos de flexibilidade.

- **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. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

- **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 com o Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki ou Prof. Msd. Fabiano Cristopoliski.

- **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 2006.

Sujeito

RG

Pesquisador: Fabiano Cristopoliski

RG: 6.850.358-2

APÊNDICE II – PROTOCOLO DOS EXERCÍCIOS DE FLEXIBILIDADE

O protocolo completo dos exercícios de flexibilidade foi compreendido por três exercícios, que foram executados de maneira aleatória. Todas as sessões foram conduzidas pelos mesmos instrutores.

Exercício 1 (Musculatura Extensora do Quadril): as participantes foram colocadas em decúbito dorsal sobre um ou mais colchonetes (número dependente da necessidade de conforto de cada sujeito), com ambos os joelhos em extensão. Caso os idosos sentissem algum desconforto na região cervical, um travesseiro foi disponibilizado para apoiar a cabeça durante os procedimentos. O instrutor flexionou o quadril do segmento a ser alongado (com os joelhos em extensão) até ocorrer uma restrição de movimento ou elevação da perna contra lateral (FIGURA 23). Caso o sujeito relatasse um relativo desconforto antes das condições expostas acima, a flexão do quadril também seria cessada. Foi aplicada uma força suficiente para promover um movimento lento e gradativo do segmento alongado (KENDALL et al., 1993; DEZAN et al., 2004). A posição foi mantida por 60s.

FIGURA 23 – Exercício de flexibilidade para a musculatura extensora da articulação do quadril.



Exercício 2 (Musculatura Flexora do Quadril): a participante ficou deitada lateralmente sobre o colchonete. O membro que estava em contato direto com o colchonete ficou a 90° de flexão de quadril. No membro contralateral, o instrutor aplicou uma força para que houvesse uma hiperextensão do quadril e flexão do joelho que foi cessada no momento em que a participante relatou desconforto (FIGURA 24). A posição foi mantida por um período de 60 s. Ao final desta repetição a participante trocou de lado deitado, alternando as repetições em direito e esquerdo.

FIGURA 24 – Exercício de flexibilidade para a musculatura flexora da articulação do quadril.



Exercício 3 (Musculatura Flexora Plantar do Tornozelo): a participante foi deitada em decúbito dorsal sobre um colchonete com os membros inferiores estendidos. O instrutor levantou, de maneira estendida, um dos membros inferiores até aproximadamente 45 graus e fez uma flexão dorsal até o momento em que o sujeito relatou desconforto (FIGURA 25). A posição foi mantida por 60s, alternando as repetições entre o membro inferior direito e esquerdo.

FIGURA 25 – Exercício de flexibilidade para a musculatura flexora plantar da articulação do tornozelo.

