

ANDAR PARA FRENTE E ANDAR PARA TRÁS EM INDIVÍDUOS IDOSOS

Renato MORAES*
Eliane MAUERBERG-deCASTRO*

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar cinematicamente possíveis alterações que possam ocorrer na topologia do movimento de andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nove participantes idosos (GI) e nove jovens (GJ) foram convidados a participar deste estudo. Os participantes foram filmados no plano sagital nas tarefas de AF e AT. A análise dos resultados permitiu observar que o comprimento relativo da passada foi maior para o GJ e maior no AF, enquanto a duração da passada não variou em função da idade nem da tarefa. A velocidade da passada (VP) foi maior no AF e maior para o GJ. O GI diminuiu a VP no AT em relação ao GJ. A análise dos retratos de fase (RF) do joelho e ângulos de fase da coxa e perna permitiu identificar que no AT há uma preferência pelo sistema coxa-perna de oscilar na mesma direção ao longo de toda a passada. Concluímos que indivíduos idosos têm um comprometimento maior para realizar atividades motoras não habituais, como AT. Além disso, no AT ocorre uma alteração na estratégia de amortecimento observada no RF do joelho e os idosos restringiram a ação do tronco na direção ântero-posterior quando andando.

UNITERMOS: Idosos; Andar para frente; Andar para trás; Retratos de fase; Ângulos de fase.

INTRODUÇÃO

A locomoção humana tem sido um dos principais temas de pesquisa na área de comportamento motor destes dois últimos séculos (Adrian & Cooper, 1989). O ato locomotor é um movimento muito complexo enquanto um sistema subordinado a estruturas do organismo de alta e baixa ordem. Entretanto, a simplicidade de sua representação parte da premissa de que poucos parâmetros coordenativos e de controle (ou regulação) descrevem a totalidade de sua estrutura comportamental. A locomoção está de tal forma incorporada no nosso dia-a-dia que a executamos sem despender maiores demandas atencionais. Utilizando uma linguagem de sistemas dinâmicos podemos afirmar que o atrator para a locomoção é tão estável que mesmo sob o efeito de alguma perturbação o padrão de andar tende a retornar a seu estado inicial (Thelen & Smith, 1994).

Esta estabilidade da locomoção humana é um dos aspectos importante no estudo sobre a “arquitetura” de relações entre sistemas e subsistemas envolvidos no comportamento em questão e suas fontes de restrição (e.g., do organismo, do ambiente e da tarefa). Grillner (1985), por exemplo, tem buscado argumentos a favor da existência de um gerador central de padrão (GCP) para explicar os mecanismos básicos que produzem o movimento de andar coordenado. A premissa dos GCPs vem sendo testada na locomoção para trás com o objetivo de identificar quais estruturas corticais e conexões respondem pela sua regulação (Thorstensson, 1986; Van Deursen, Flynn, McCrory & Morag, 1998; Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen, 1987; Winter, Pluck & Yang, 1989). Winter, Pluck e Yang (1989), por exemplo, encontraram que o andar para

Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – Rio Claro.

trás (AT) é uma reversão do andar para frente (AF), de tal forma que é possível admitir que os mesmos neurônios que controlam o AF seriam responsáveis pelo AT.

O AT não é uma tarefa usual no dia-a-dia e poucas situações do nosso cotidiano estimulam a execução deste tipo de locomoção. Assim, exceto durante pequenas mudanças de direções, passamos boa parte da nossa vida sem realizar o AT. Embora sua característica coordenativa provavelmente seja uma derivação direcional do AF, ela depende de experiências ao longo do período de desenvolvimento das habilidades fundamentais (DePaula, 2001). Segundo esta autora, a evolução coordenativa e de controle segue aparentemente um caminho parecido com o da locomoção para frente, embora não simultâneo. A demanda para a sua emergência nasce das necessidades de orientação e de incorporação - como componente - dentro de outros comportamentos (e.g., sentar e mudanças de direção em rotas complexas). Em termos de análise do desenvolvimento estas habilidades auxiliam na detecção do "status" de funcionamento do indivíduo, seja no período das aquisições, seja no período do declínio. Por exemplo, o avanço da idade influencia, em maior ou menor grau, a qualidade destas habilidades fundamentais e, mais dramaticamente, as habilidades não habituais.

A série de alterações orgânicas no indivíduo idoso (diminuição de força e menor velocidade de condução neuronal, por exemplo) somadas as alterações comportamentais justificam como estratégias diferenciadas de controle (e.g., arrastar os pés, ampliar a base de sustentação do corpo, entre outras) acabam dominando e limitando a diversidade das ações (e.g., recusa pelos idosos em se abaixar, girar, ou deslocar-se para trás). Pesquisadores interessados no impacto do envelhecimento no sistema locomotor observaram várias alterações cinemáticas, tais como: diminuição do comprimento da passada, diminuição da duração da passada, diminuição da fase de oscilação e aumento da fase de suporte, menor amplitude de movimento e menor velocidade da passada (Ferrandez, Pailhous & Durup, 1990; Finley, Cody & Finizie, 1969; Gabell & Nayak, 1984; Hageman & Blanke, 1986; Imms & Edholm, 1981; Prince, Corriveau, Hébert & Winter, 1997; Williams & Bird, 1992; Winter, 1991).

Entretanto, estes estudos refletem uma tendência das pesquisas que valorizam o produto final, ou seja, a quantificação das

diferentes variáveis como comprimento, duração e velocidade da passada. Não há dúvida da importância de sabermos quais mudanças ocorrem com o envelhecimento, mas tão importante quanto entender o que ocorre, é entender como ocorre.

Esta nova maneira de analisar o comportamento motor baseia-se na busca pelas alterações no processo de aquisição, adaptação e mesmo perdas. No caso da organização do andar, o processo pode ser visualizado através de uma análise descritiva do movimento o qual pode ser capturado por técnicas biomecânicas adotadas para explicar a dinâmica não-linear. Entre as várias técnicas, temos os retratos de fase e os ângulos de fase. Segundo Abraham e Shaw (1992), o retrato de fase é o aspecto fundamental dentro da teoria dos sistemas dinâmicos. Rosen (1970) sugeriu que o comportamento de um sistema dinâmico pode ser capturado por uma variável (e.g., posição angular) e sua primeira derivada com relação ao tempo (e.g., velocidade angular).

A utilização da técnica de retratos de fase conduz a uma análise topológica do movimento. Na análise topológica, o interesse principal é examinar o processo de mudança no estado do sistema e obter uma descrição da forma do movimento. O estado de um sistema em movimento, ou a trajetória do seu atrator, capturada via retratos de fase, é uma evidência de que um sistema comportamental de alta ordem pode ser uma representação de baixa ordem (Mauerberg-DeCastro & Angulo-Kinzler, 2000). Um atrator pode ser caracterizado como a convergência de órbitas de um sistema para uma região específica dentro do espaço de fase (Thelen & Smith, 1994). Segundo Mauerberg-deCastro e Angulo-Kinzler (2000), a representação de um atrator através da técnica de retratos de fase implica numa característica de preferência de organização pelo sistema que não é rompida facilmente no caso da locomoção.

Além dos retratos de fase, outra ferramenta de análise utilizada em sistemas dinâmicos é o ângulo de fase (Barela, Whittall, Black & Clark, 2000; Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2000). Os ângulos de fase são derivados de parâmetros angulares (posição e velocidade) plotados em um sistema de coordenadas polares e permitem descrever a relação coordenativa entre sistemas acoplados (e.g., segmentos coxa e perna). Além disso, o uso de ângulos de fase permite restaurar o fator temporal (Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2000).

Embora existam problemas na interpretação de tais técnicas, elas podem ser corroboradas entre si durante a representação dos elementos (i.e., segmentos e articulação) do comportamento do mesmo sistema de ação e no mesmo instante. Por exemplo, o mesmo resultado da coordenação entre os segmentos coxa e perna visualizado nos ângulos de fase -, também pode ser visualizada no resultado da coordenação do joelho visualizada no retrato de fase. A articulação do joelho converge a atividade pendular acoplada e cria um atrator tipo torus, enquanto o atrator dos segmentos é tipicamente ciclo limite (Forrester, Phillips & Clark, 1993). Estes diferentes tipos de atratores são a assinatura do sistema em sua expressão coordenativa.

A expressão coordenativa, observável nestas duas técnicas, é um importante requisito na avaliação funcional dos sistemas. O indivíduo idoso que tem sua expressão comportamental motora alterada e em constante declínio por conta da inevitável comparação com jovens depende de diagnósticos para prevenir situações de acidentes ou de desinteresse na mobilidade em geral.

Pretende-se neste estudo aplicar estas informações e observar a regularidade do AF e AT em participantes idosos e jovens. Assim, apoiado nos pressupostos da abordagem dos sistemas dinâmicos, o presente trabalho tem como objetivo avaliar cinematicamente possíveis alterações que possam ocorrer na topologia do movimento de AF e AT em indivíduos idosos. Por outro lado, entender como o sistema supostamente em “declínio” se comporta frente às demandas impostas por fontes de restrição pode acrescentar uma nova visão sobre formas adaptativas e sobre os conceitos de funcionalidade.

MÉTODO

Participantes

Dezoito participantes adultos jovens e idosos foram convidados a participar deste

estudo. Eles foram informados previamente sobre a tarefa e assinaram um termo de consentimento. Eles foram subdivididos em dois grupos com nove participantes no grupo jovem (GJ) e nove participantes no grupo idoso (GI). Os participantes que fizeram parte deste estudo foram considerados ativos, pois faziam atividade física ao menos três vezes por semana. No GJ, a média de idade foi de 21,8 anos ($\pm 1,5$), massa corporal média de 70,1 kg ($\pm 11,3$) e altura média de 1,73 m ($\pm 0,13$). No GI, a média de idade foi de 64,6 anos ($\pm 3,7$), massa corporal média de 64,3 kg ($\pm 9,7$) e altura média de 1,60 m ($\pm 0,07$).

Procedimento experimental

Marcas de esparadrapo medindo 9,0 x 6,0 cm com um círculo preto pintado no centro foram afixadas na pele dos participantes na região das articulações do tornozelo, joelho, quadril e ombro. Os participantes foram solicitados a andar para frente (AF) e andar para trás (AT) em linha reta num caminho de 8 m. Duas passadas realizadas na região central desse caminho foram analisadas. Com o objetivo de obter os parâmetros cinemáticos de posição e velocidade angular, os participantes foram filmados no plano sagital utilizando uma filmadora Panasonic (AG-2900). Esta filmadora foi mantida fixa após a filmagem do sistema de referência no formato de uma cruz medindo 1 x 1 metro. A filmadora foi posicionada perpendicularmente ao caminho utilizado pelos participantes a uma distância de três metros. Os participantes realizaram os deslocamentos na sua velocidade preferida, completando seis tentativas em cada tarefa (AF e AT). Três tentativas foram filmadas no plano sagital direito e outras três no plano sagital esquerdo para cada tarefa.

Análise dos registros videográficos

Para facilitar o reconhecimento das abreviaturas utilizadas no presente estudo, organizamos uma lista com todas as abreviações. Essa lista está apresentada na TABELA 1.

TABELA 1 - Descrição das abreviaturas utilizadas no presente estudo com suas respectivas unidades de medida.

Termos (unidades de medida)	Abreviatura
Amplitude angular do movimento (graus)	AM
Amplitude angular do movimento da coxa (graus)	AMC
Amplitude angular do movimento da perna (graus)	AMP
Amplitude angular do movimento do tronco (graus)	AMT
Cadência (passadas/min.)	CAD
Comprimento da passada (m)	CP
Comprimento relativo da passada	CRP
Duração da fase de duplo suporte (s)	DFDS
Duração da fase de oscilação (s)	DFO
Duração da fase de suporte (s)	DFS
Duração da passada (s)	DP
Pico de velocidade (graus/s)	PV
Pico de velocidade da coxa (graus/s)	PVC
Pico de velocidade da perna (graus/s)	PVP
Pico de velocidade do tronco (graus/s)	PVT
Velocidade da passada (m/s)	VP

Parâmetros quantitativos do AF e AT

As imagens capturadas foram analisadas utilizando-se o programa *2-D Biomechanical Analysis*. Este programa funciona com o vídeo cassete (Panasonic AG-7300) acoplado ao computador. Uma placa de vídeo capturava as imagens e as enviava para o monitor onde a pontuação das marcas nas articulações era feita manualmente. Este programa permitiu a obtenção das coordenadas x e y de cada marca durante a realização da tarefa. Entre as seis tentativas filmadas para cada tarefa (AF e AT), uma foi sorteada e analisada. Nas duas tarefas foram calculados: o comprimento da passada (CP) e a duração da passada (DP). A passada, no AF, iniciou com o contato do calcanhar de um segmento com o chão e terminou com o contato do calcanhar do mesmo segmento com o chão e, no AT, a passada iniciou no contato dos dedos do pé de um segmento com o chão e terminou com o contato dos dedos do mesmo segmento com o chão. O CP foi calculado utilizando-se a diferença entre a coordenada x no instante do contato inicial do pé no chão e da coordenada x no instante do contato final do pé no chão. O número de quadros entre o início e o final da passada foi multiplicado por 0,033 s (i.e., duração de cada quadro) para se obter a DP. A cadência (CAD) e a duração das

fases de suporte (DFS), duplo suporte (DFDS) e oscilação (DFO) do AF e AT também foram medidas. A CAD foi calculada a partir de uma regra de três, que resultou na seguinte relação: $CAD = 60 \text{ s} / DP$. A DFS, DFDS e a DFO foram calculadas utilizando-se o mesmo procedimento do cálculo da DP (i.e., contou-se o número de quadros de cada uma das fases e multiplicou-se por 0,033 s). A velocidade da passada (VP) também foi calculada dividindo-se o CP pela DP. Para todos os parâmetros medidos foram calculados as médias e os desvios-padrão de cada grupo. Análise de variância para dois fatores (2 grupos X 2 tarefas) foi realizada para cada variável dependente mencionada acima ($\alpha \leq 0,05$).

Análise topológica do AF e AT

A análise topológica foi realizada para os segmentos perna, coxa e tronco e para a articulação joelho. Para esta análise foram calculados os parâmetros cinemáticos de posição e velocidade angular (para detalhes ver Winter, 1990). As coordenadas x e y foram filtradas a 5 Hz utilizando filtro digital de Butterworth (Winter, 1990). Os ângulos calculados foram os representados na FIGURA 1.

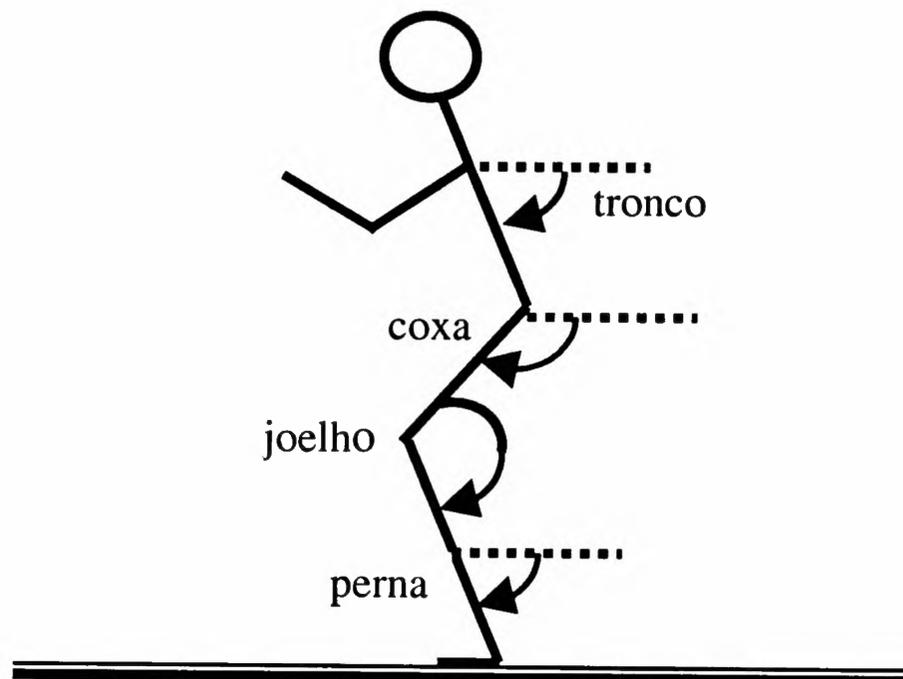


FIGURA 1 – Descrição dos ângulos absolutos (perna, coxa e tronco) e relativo (joelho) utilizados no presente estudo.

Os retratos de fase dos segmentos perna, coxa e tronco e articulação joelho foram construídos a partir dos parâmetros de velocidade angular versus posição angular. Para facilitar a análise dos retratos de fase, alguns pontos de referência foram marcados na órbita do atrator. Estes pontos de referência demarcaram os eventos dentro das fases do AF e AT. AF: 1. contato do calcanhar com o chão; 2. perda de contato dos dedos do pé com o chão; 3. meio da oscilação. AT: 1. contato dos dedos do pé com o chão; 2. perda de contato do calcanhar com o chão; 3. meio da oscilação.

Análises de variância para dois fatores (2 grupos X 2 tarefas) foram realizadas para as variáveis: amplitude angular do movimento (AM) e pico de velocidade (PV) do movimento dos segmentos perna, coxa e tronco no AF e AT ($\alpha \leq 0,05$). Esta análise foi conduzida para auxiliar a análise do tamanho do atrator no AF e AT.

Análise dos ângulos de fase no AF e AT

Os ângulos de fase foram obtidos a partir da normalização (entre -1,0 e 1,0) da posição e velocidade angular para cada participante. Após a normalização, estas variáveis (coordenadas cartesianas) foram transformadas em coordenadas polares. Sendo que o ângulo de fase é o ângulo corrigido para cada ponto no sistema de coordenadas polares (ver detalhes em Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2000; Barela et alii, 2000; Clark & Phillips, 1993).

RESULTADOS

O teste “t-student” ($t_{16} = -2,498$, $p \leq 0,024$) mostrou que os participantes jovens eram mais altos (1,73 m; $\pm 0,13$) do que os idosos (1,60 m; $\pm 0,07$). Porém, para a variável massa corporal não houve diferença significativa entre jovens (70,1 kg; $\pm 11,3$) e idosos (64,3 kg; $\pm 9,66$).

Análise quantitativa do AF e AT

Para o CP, a análise de variância (ANOVA) para dois fatores indicou efeito principal de grupo ($F_{1,35} = 14,148$; $p \leq 0,001$) e tarefa ($F_{1,35} = 41,113$; $p \leq 0,0001$), mas não houve interação entre grupo e tarefa. Os participantes do GJ exibiram um maior CP em relação aos idosos. Além disso, o CP foi maior no AF em relação ao AT.

Considerando-se as diferenças estatísticas entre os grupos em relação à estatura, o CP foi normalizado pela estatura. Assim foi possível obter o comprimento relativo da passada (CRP) que, sendo uma medida relativa, não têm unidade de medida (i.e, trata-se de uma razão). A análise de variância para o CRP indicou efeito principal da tarefa ($F_{1,35} = 48,136$; $p \leq 0,0001$). Para a variável grupo, o efeito foi marginalmente significativo ($F_{1,35} = 3,898$; $p \leq 0,057$), o que indica uma tendência de diferença entre os grupos testados. A interação grupo com direção, que não havia alcançado significância estatística no CP, exibiu uma significância estatística marginal ($F_{1,34}$

= 3,23; $p \leq 0,082$). O CRP foi maior durante o AF em comparação ao AT. Além disso, o GJ exibiu um CRP levemente superior aos participantes do GI. Houve uma tendência dos participantes idosos exibirem um CRP menor no AT do que os jovens (FIGURA 2a).

A análise de variância para DP indicou que não houve diferença significativa para grupo e tarefa, mas a interação grupo e direção do andar foi marginalmente significativa ($F_{1,34} = 3,264$; $p \leq 0,080$). Houve uma tendência de inversão da DP entre AF e AT para os participantes dos dois grupos. Enquanto os jovens exibiram uma DP maior no AF, os participantes do GI exibiram uma DP maior no AT (FIGURA 2b).

A VP exibiu efeito principal de grupo ($F_{1,35} = 7,66$; $p \leq 0,009$), tarefa ($F_{1,35} = 19,79$; $p \leq 0,0001$) e interação grupo com tarefa ($F_{1,34} = 4,348$; $p \leq 0,045$). O GJ teve uma VP maior do que os participantes do GI. Com relação à direção do andar, no AF a VP foi maior do que no AT.

Através da interação entre grupo e tarefa encontrada na análise de variância é possível constatar que os participantes idosos diminuíram a VP no AT em relação aos jovens (FIGURA 2c).

A variável CAD não revelou efeito principal para grupo ou para tarefa. Porém, a interação grupo com tarefa exibiu uma significância estatística marginal ($F_{1,34} = 3,357$; $p \leq 0,076$). Houve uma tendência da CAD aumentar para os participantes jovens no AT e uma CAD aumentada para os participantes idosos no AF. Estes resultados foram opostos aos resultados obtidos com a variável DP (FIGURA 2d).

Para as variáveis de duração das fases do andar (DFS, DFO e DFDS), as análises de variância conduzidas para cada uma delas não mostraram efeitos para grupo ou para tarefa. A interação grupo e tarefa também não foi significativa para nenhuma das fases do andar.

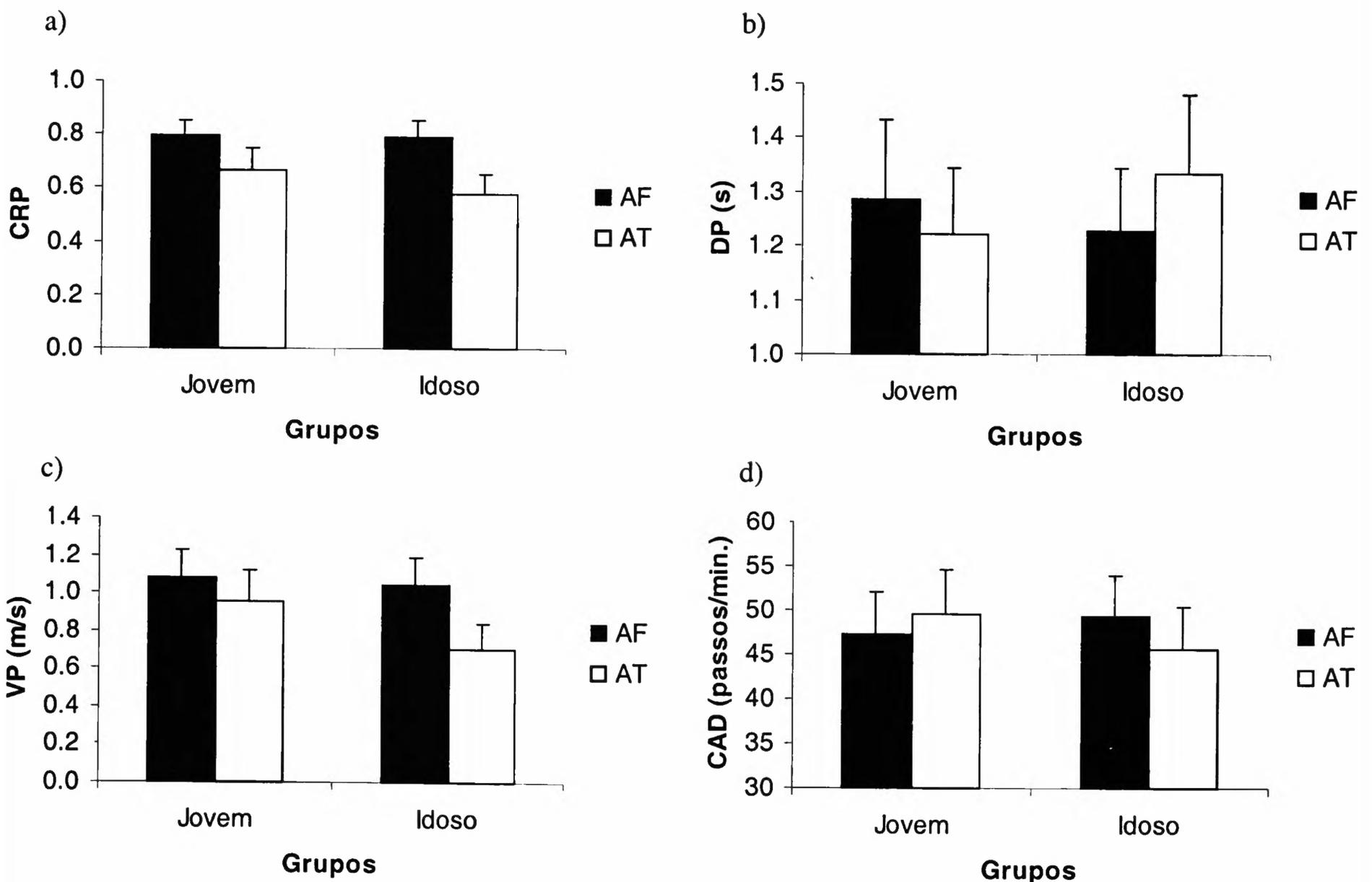


FIGURA 2 - Médias e os desvios-padrão das variáveis (a) CRP (comprimento relativo da passada), (b) DP (duração da passada), (c) VP (velocidade da passada) e (d) CAD (cadência) para os grupos jovem e idoso nas tarefas de AF (andar para frente) e AT (andar para trás).

Análise dos retratos de fase do AF e AT

Como a análise de retratos de fase baseia-se numa comparação entre indivíduos, as figuras com os retratos de fases apresentadas neste estudo foram escolhidas para exemplificar as considerações colocadas e ilustrar o comportamento geral dos participantes. Portanto, esta seção do trabalho caracteriza uma análise descritiva.

Em ambas as tarefas, AF e AT, quando comparamos os segmentos perna, coxa e tronco verificamos que os atratores aumentam de tamanho. O tronco apresenta a menor dimensão, seguido dos atratores da coxa e da perna (FIGURA 3). Este aumento nas dimensões dos atratores dos segmentos em questão é esperado em função da liberdade na amplitude de oscilação. Por exemplo, no andar, a perna é o segmento que tem maior liberdade de movimento na direção ântero-

posterior e, assim, oscila numa amplitude maior. O tronco, por sua vez, é limitado em sua oscilação por causa necessidade de mantê-lo ereto na locomoção bípede. Em termos gerais, os participantes do GJ e os participantes do GI apresentaram comportamentos similares para o AF. Além disso, os participantes dos dois grupos exibiram estabilidade entre os ciclos e, para cada segmento, a órbita do atrator foi similar entre eles. Isto é evidenciado pelo fato de que os atratores de cada segmento ocupam praticamente a mesma região do espaço de fase.

A análise dos retratos de fase no AT também não evidenciou nenhuma diferença quanto ao padrão de movimento entre os participantes e os grupos, como já observado no AF. Por convenção, no AT a direção da órbita do atrator está no sentido anti-horário enquanto que no AF a direção é no sentido horário (FIGURA 3).

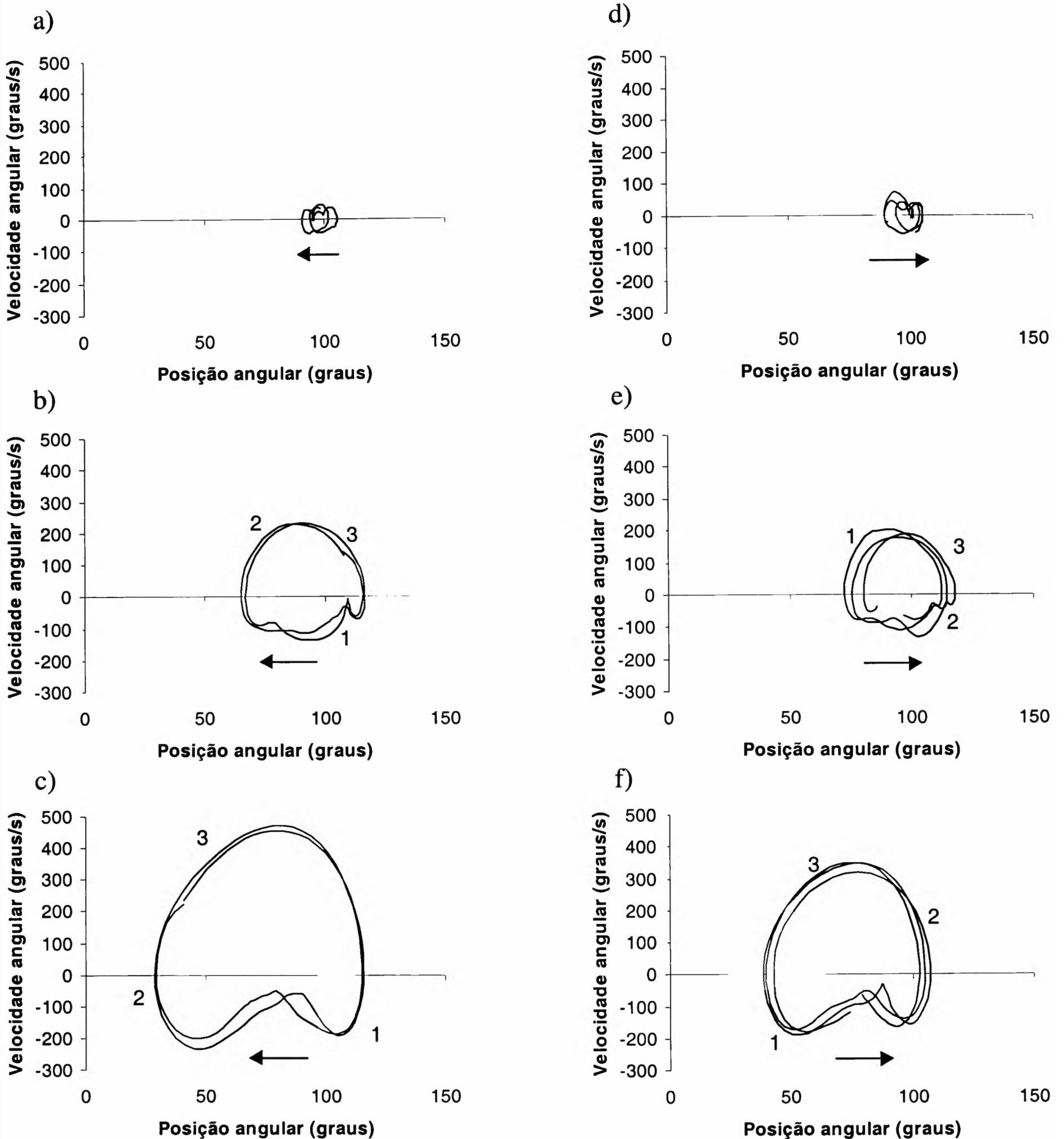


FIGURA 3 Descrições típicas dos retratos de fase do tronco (superior), coxa (meio) e perna (inferior) para as tarefas de AF (lado esquerdo) e AT (lado direito) para o participante #8 do GJ. A seta indica a direção do movimento. Os números 1, 2 e 3 do lado esquerdo representam respectivamente as fases de contato do calcanhar com o chão, perda de contato dos dedos do pé com o chão e meio da oscilação. Os números 1, 2 e 3 do lado direito representam respectivamente as fases de contato dos dedos do pé com o chão, perda de contato do calcanhar com o chão e meio da oscilação.

Uma análise estatística foi conduzida para a amplitude angular do movimento da perna (AMP). A AMP pode ser visualizada no retrato de fase como a diferença entre a maior (máxima extensão) e a menor (máxima flexão) posição angular plotada no eixo das abscissas. A análise de variância indicou que, com relação a AMP, não houve efeito principal de grupo. Porém, houve efeito principal para a tarefa ($F_{1,34} = 88,626$; $p \leq 0,0001$). A interação grupo com tarefa não foi significativa. A AMP foi maior no AF do que no AT (FIGURA 4a).

Além da variável posição angular podemos observar a velocidade angular no eixo das ordenadas. Desta última variável selecionamos o pico de velocidade da perna (PVP) maior velocidade angular positiva - entre grupo e tarefa. A análise de variância indicou efeito principal apenas para a tarefa ($F_{1,34} = 68,79$; $p \leq 0,0001$). O PVP foi maior no AF em comparação ao AT (FIGURA 4b).

Tanto para a amplitude angular do movimento da coxa (AMC) quanto para o pico de velocidade da coxa (PVC), houve efeito principal

somente para a tarefa (respectivamente, $F_{1,34} = 11,56$; $p \leq 0,002$ e $F_{1,34} = 44,483$; $p \leq 0,0001$). A maior AMC foi observada no AF em relação ao AT e, da mesma forma, o maior PVC foi observado no AF em relação ao AT (FIGURAS 4c e 4d).

A amplitude de movimento do tronco (AMT) foi maior para os jovens em comparação aos idosos. A análise de variância indicou efeito principal para grupo na AMT ($F_{1,34} = 12,771$; $p \leq 0,001$). Não houve efeito principal para tarefa na AMT. Para o pico de velocidade do tronco (PVT), houve um efeito marginalmente significativo para grupo ($F_{1,34} = 2,884$; $p \leq 0,099$) e para tarefa ($F_{1,34} = 3,598$; $p \leq 0,067$). Houve uma tendência do PVT ser maior para os jovens em relação aos idosos e, da mesma forma, uma tendência de ser maior no AT em relação ao AF (FIGURAS 4e e 4f).

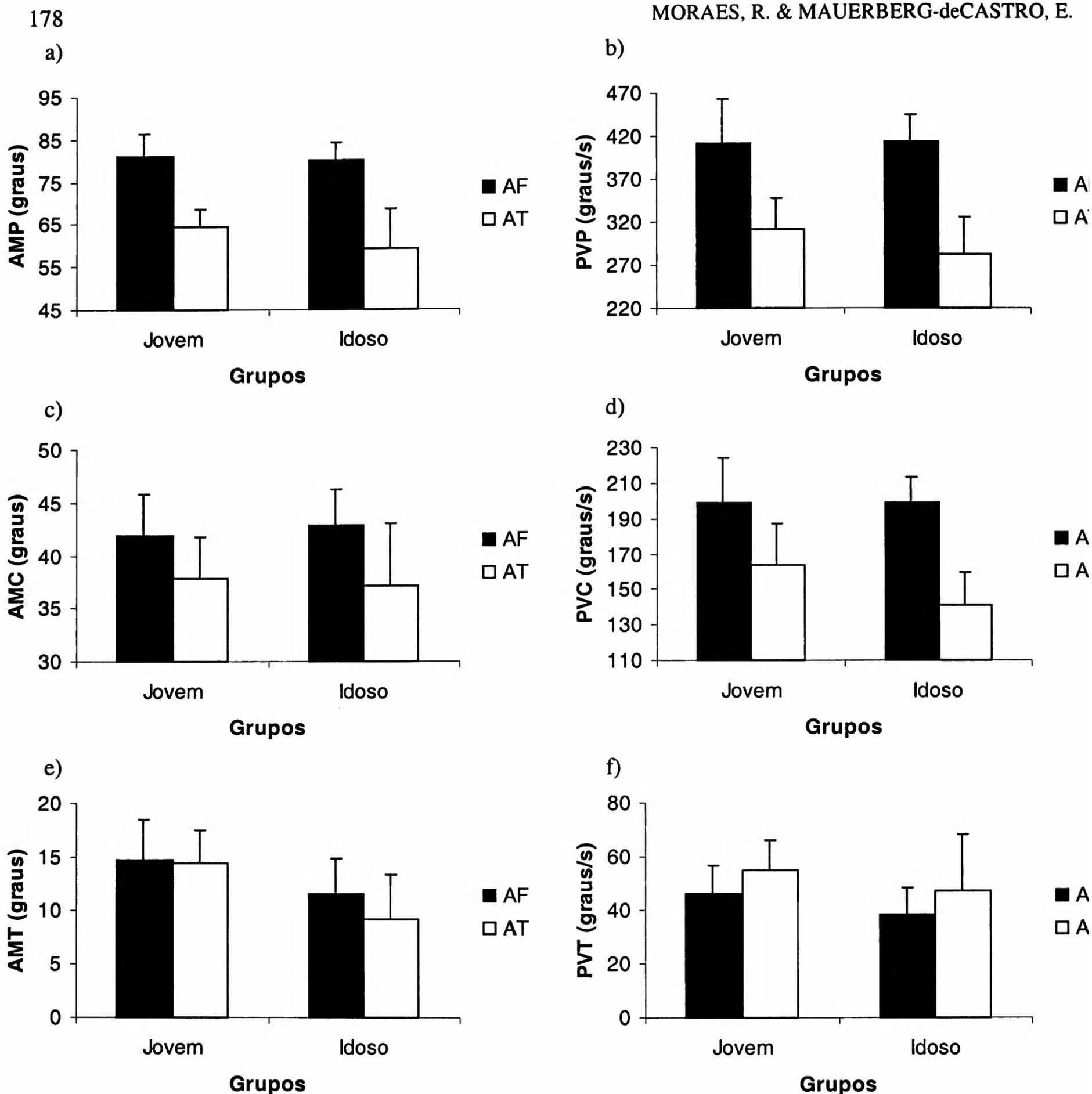


FIGURA 4 - Médias e os desvios-padrão das variáveis (a) AMP (amplitude angular do movimento da perna), (b) PVP (pico de velocidade da perna), (c) AMC (amplitude angular do movimento da coxa), (d) PVC (pico de velocidade da coxa), (e) AMT (amplitude angular do movimento do tronco), (f) PVT (pico de velocidade do tronco) para os grupos jovem e idoso nas tarefas de AF (andar para frente) e AT (andar para trás).

A análise dos retratos de fase do andar foi estendida para a articulação do joelho. O retrato de fase do joelho revelou algumas diferenças entre AF e AT para os participantes dos dois grupos. Quando analisamos o AF, verificamos que todos os participantes exibiram um “loop” interno característico (FIGURA 5) na parte inferior

(i.e., durante a fase de suporte) do retrato de fase. Porém, quando analisamos o AT, constatamos que para a grande maioria dos participantes este “loop” interno é inexistente e em alguns casos ocorre uma ligeira inflexão na trajetória logo após o contato do pé com o chão (FIGURA 6).

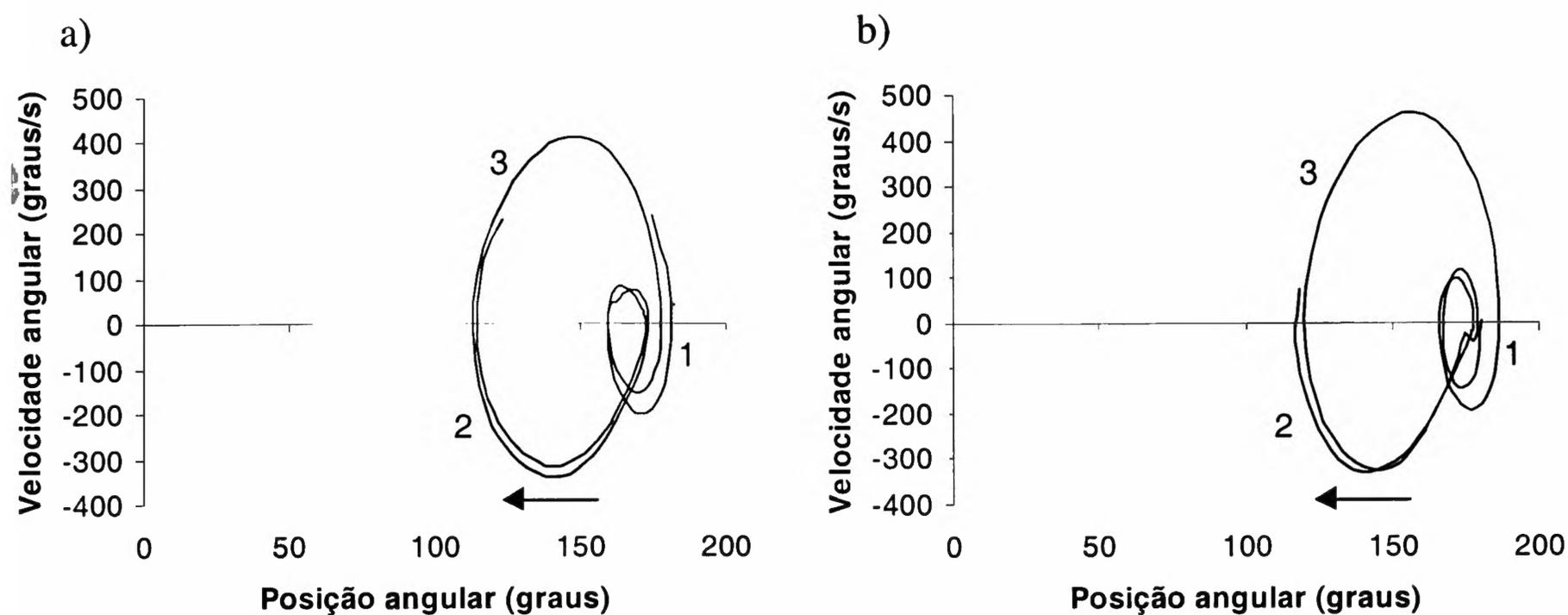


FIGURA 5 Retratos de fase do joelho dos participantes (a) #7 do GI e (b) #1 do GJ na tarefa de AF. A seta indica a direção do movimento. Os números 1, 2 e 3 representam respectivamente as fases de contato do calcanhar com o chão, perda de contato dos dedos do pé com o chão e meio da oscilação.

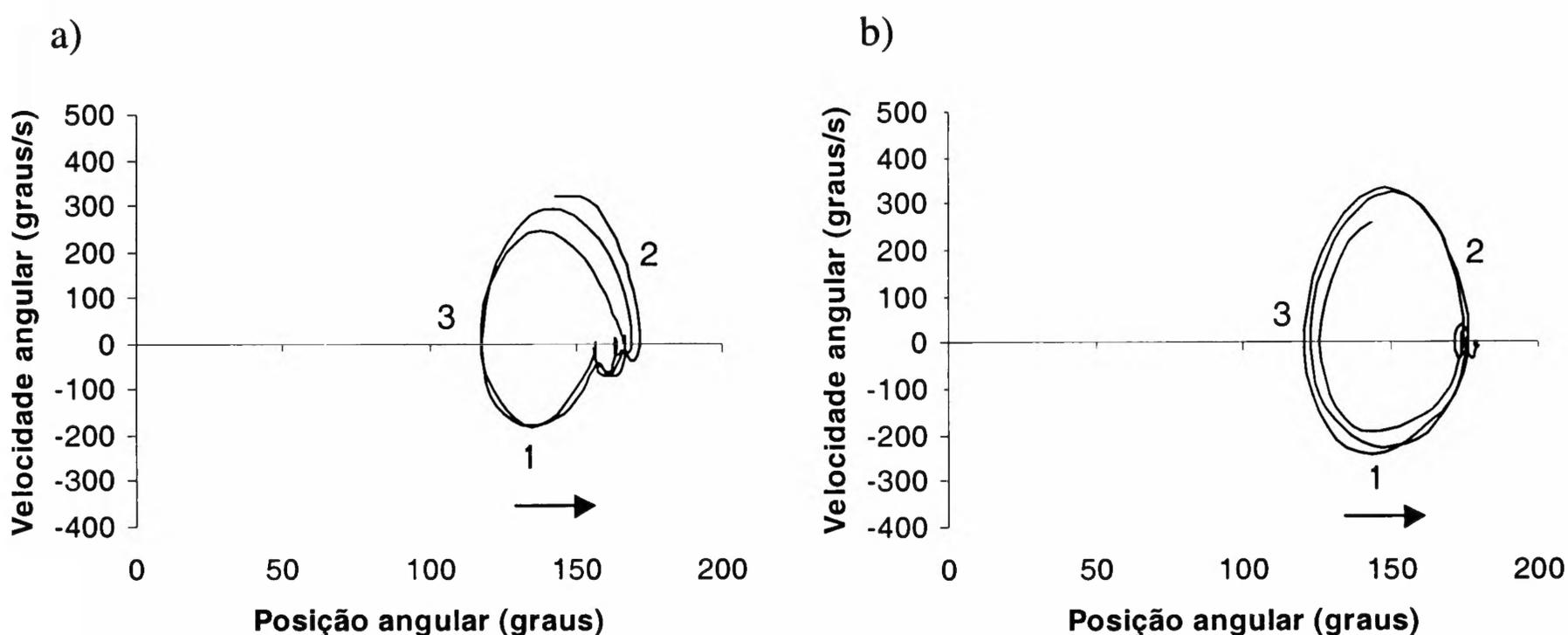


FIGURA 6 Retratos de fase do joelho dos participantes (a) #3 do GI e (b) #9 do GJ na tarefa de AT. A seta indica a direção do movimento. Os números 1, 2 e 3 representam respectivamente as fases de contato dos dedos do pé com o chão, perda de contato do calcanhar com o chão e meio da oscilação.

Análise dos ângulos de fase do AF e AT

A análise do ângulo de fase permite observar a relação de coordenação entre segmentos adjacentes. No presente estudo, a análise do ângulo da fase incluiu os segmentos perna e coxa. Para a análise do ângulo de fase, a passada iniciou e terminou com a perda de contato do pé com o chão. Na FIGURA 7, podemos observar uma

representação típica do ângulo de fase no AF. O ponto de retirada do pé do chão (ponto 2) dá início a um desenvolvimento paralelo das linhas representando a coxa e a perna. Este desenvolvimento linear e “em fase” continua até pouco antes do contato do calcanhar com o chão (ponto 1). Isto indica que a perna e a coxa estão oscilando na mesma direção. Deste momento até aproximadamente metade do ciclo ocorre uma

mudança na direção da linha representando a coxa e, em consequência, estabelece-se uma relação “fora de fase” entre os segmentos. Isto significa que a coxa exibe uma reversão antecipada na direção do movimento - aproximadamente aos 30%

do ciclo - seguida da reversão da perna aproximadamente aos 40% do ciclo. Após 60% do desenvolvimento do ciclo novamente uma relação “em fase” torna-se predominante.

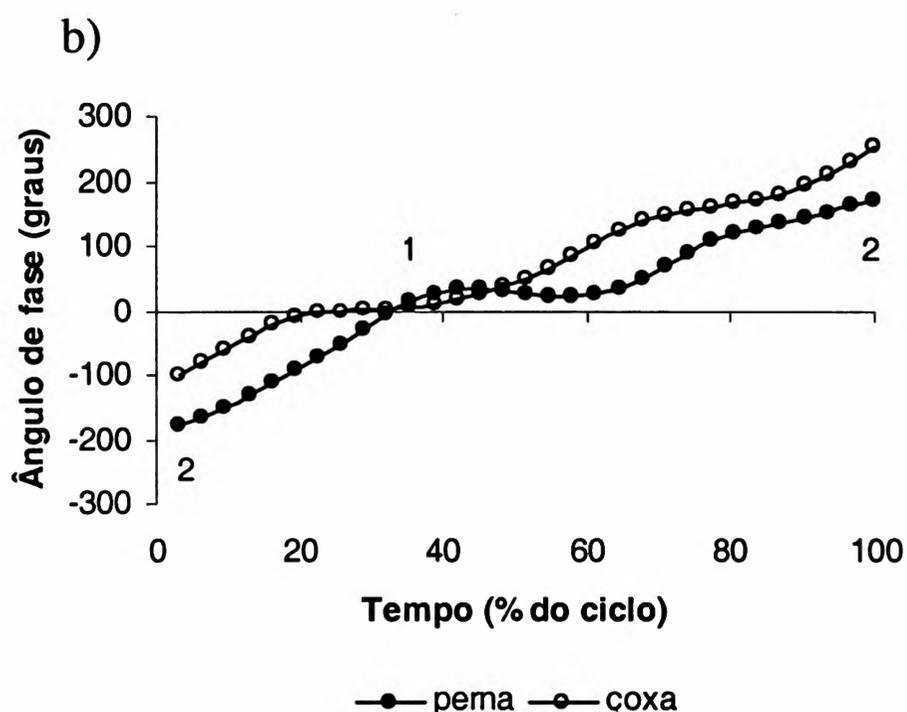
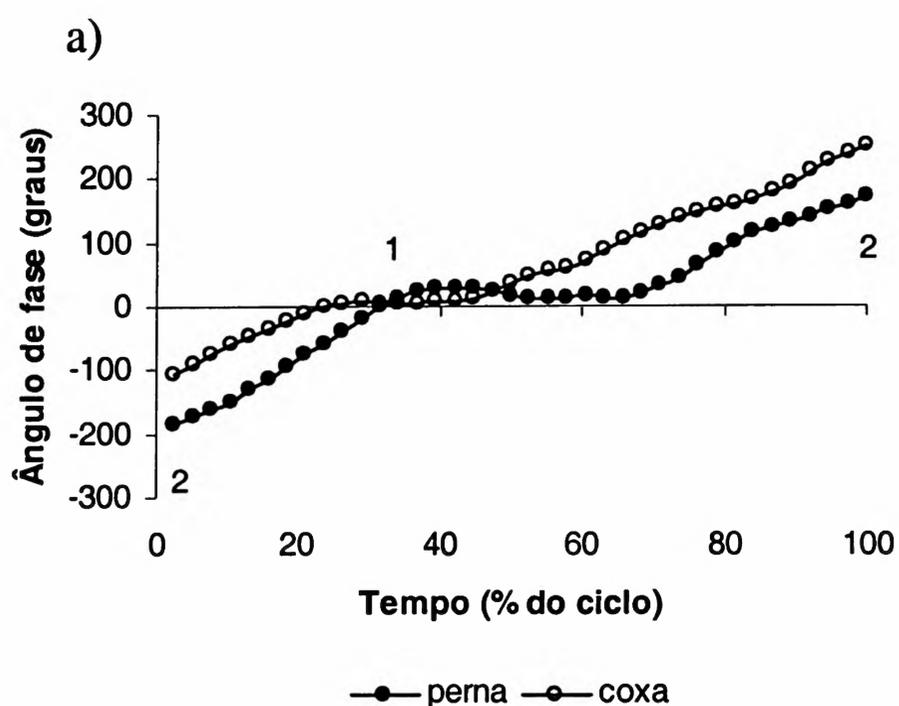


FIGURA 7 - Ângulos de fase dos participantes (a) #1 do GI e (b) #5 do GJ na tarefa de AF. Os números 1 e 2 representam respectivamente as fases de contato do calcanhar com o chão e perda de contato dos dedos do pé com o chão.

Quando analisamos o ângulo de fase do AT, podemos observar que o entrelaçamento observado no AF deixou de existir (FIGURA 8). De fato, do início da passada até por volta de 80% da passada há uma relação predominantemente “em fase” entre perna e coxa. Esta relação “em

fase” justifica a ausência do loop interno no retrato de fase do joelho (FIGURA 6). Somente no final da passada (por volta de 90%) ocorre uma relação “fora de fase”, em função da flexão do quadril e do joelho para retirar o pé do chão.

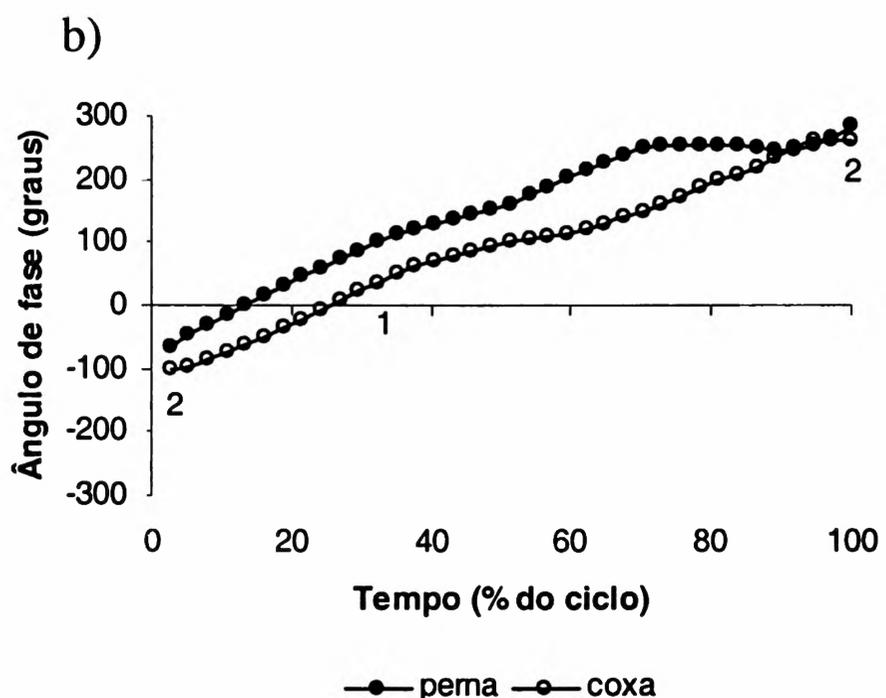
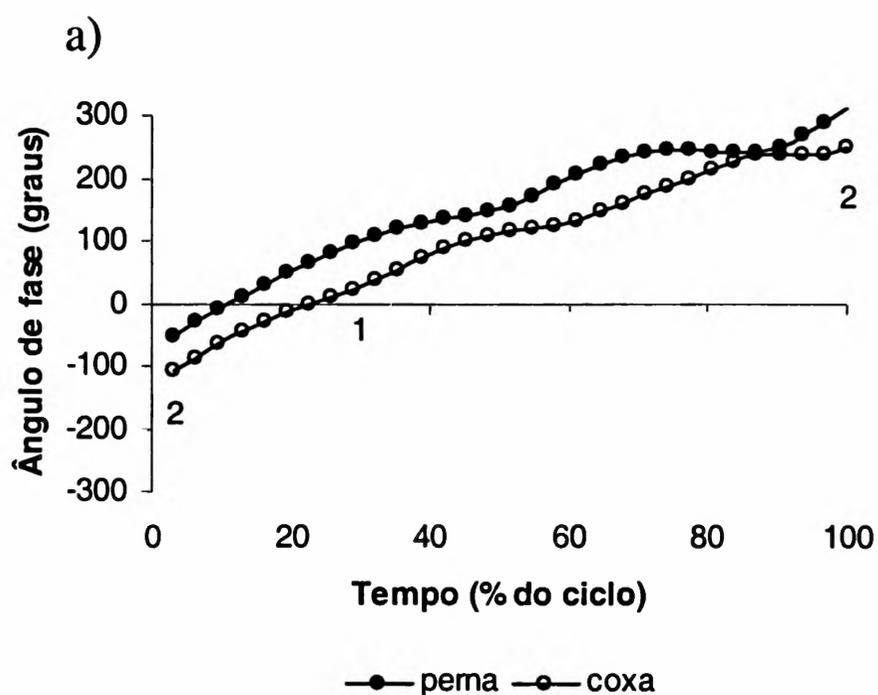


FIGURA 8 Ângulos de fase dos participantes (a) #9 do GI e (b) #6 do GJ na tarefa de AT. Os números 1 e 2 representam respectivamente as fases de contato dos dedos do pé com o chão e perda de contato do calcanhar com o chão.

DISCUSSÃO

A comparação das variáveis CP, CRP e VP entre jovens e idosos evidenciou diferenças, sendo que, para o grupo idoso, todas as dimensões quantitativas foram inferiores. Esta diminuição do CP, CRP e VP para os indivíduos idosos é corroborada pela literatura (Adrian & Cooper, 1989; Ferrandez, Pailhous & Durup, 1990; Larish, Martin & Mungiole, 1988; entre outros). No AT, os idosos exibiram uma tendência de diminuição mais acentuada dos valores das variáveis VP e CRP do que os jovens. Os resultados das interações permitem considerar que a diminuição da VP e do CRP em idosos foi influenciada principalmente pela diminuição observada no AT. Assim, podemos afirmar que as diferenças entre jovens e idosos estão no AT e não no AF.

A similaridade entre jovens e idosos no AF pode ser explicada por dois fatores principais. Primeiro, o condicionamento físico geralmente serve de fator de proteção contra patologias e, considerando que nosso grupo era ativo (engajado em atividades orientadas três vezes por semana a pelo menos um ano), os resultados similares entre eles foi justificado. Gabell e Nayak (1984) mostraram que a ausência de patologia torna os comportamentos de andar entre jovens e idosos muito parecidos; pois a presença de uma patologia afeta a força muscular e conseqüentemente a VP.

Segundo, a atividade habitual melhora a velocidade do andar (Hunter, Treuth, Weinsier, Kekes-Szabo, Kell, Roth & Nicholson, 1995). Os indivíduos idosos participantes deste estudo realizam caminhadas regulares durante a semana. Assim, uma outra fonte na limitação motora parece ser decorrente da omissão da prática habitual de caminhada. Imms e Edholm (1981), Cunningham, Rechnitzer, Pearce e Donner (1982) e Ferrandez, Pailhous e Durup (1990) asseveram que o aumento da distância percorrida em caminhadas melhora a qualidade da locomoção de pessoas idosas. Desta forma, a associação entre atividades físicas gerais, ausência de doenças e caminhadas regulares pelos idosos pode garantir uma performance no AF similar aos jovens. A independência locomotora garante uma possibilidade de melhor qualidade de vida para estas pessoas.

Entretanto, os estudos acima têm apontado para um aumento da DFDS e diminuição

da DFO em indivíduos idosos. Estas adaptações locomotoras permitem que pessoas idosas demonstrem um melhor equilíbrio durante a tarefa de andar. Similarmente, os idosos também diminuem o CP, possivelmente para não ameaçar o equilíbrio durante as fases de duplo suporte mais prolongadas. Os resultados do presente estudo não compartilham totalmente estas constatações. Os idosos do atual estudo controlaram o equilíbrio diminuindo principalmente o CP, sem alterar as durações das fases do andar. Assim, a diminuição da VP está associada com a diminuição do CP (Ferrandez, Pailhous & Durup, 1990; Imms & Edholm, 1981).

No AT, a diminuição mais acentuada dos valores das variáveis CRP e VP para os idosos pode ser um indicativo de que estes são mais sensíveis às demandas de tarefas não usuais (i.e., andar para trás) do que os jovens. Como alguns estudos (Cunningham et alii, 1982; Ferrandez, Pailhous & Durup, 1990; Imms & Edholm, 1981) apontam a menor atividade habitual como a mais provável causa da alteração de alguns parâmetros no AF de idosos, podemos inferir que este mesmo motivo justifica os valores reduzidos de CRP e VP no AT obtidos pelos idosos em nosso estudo. Assim, somente o fato de indivíduos idosos realizarem atividade física não garante a manutenção na diversidade locomotora. A especificidade das tarefas deve ser considerada em programas de atividade física, especialmente favorecendo variadas formas de deslocamento em todas as direções. A oferta rica de tarefas locomotoras promove a oportunidade de adaptação do indivíduo idoso a atividades menos habituais.

Apesar de não haver efeito principal de grupo e tarefa na análise de variância para DP e CAD, a interação grupo e tarefa foi marginalmente significativa. Assim, há uma tendência dos idosos exibirem maior DP no AT e os jovens menor DP no AT em comparação ao AF. O comportamento exibido pelos jovens era o esperado, ou seja, a diminuição do CP no AT faz com que o membro inferior percorra uma distância menor, assim o tempo para percorrer esta distância passa a ser menor também. Thorstensson (1986) encontrou que no AT há uma diminuição da DP. A tendência de aumento da DP para os idosos no AT deve-se provavelmente a um receio na realização da tarefa. O fato de andar sem poder avaliar visualmente o que está atrás e planejar a posição de apoio dos pés na superfície gerou um movimento mais lento, justamente para manter uma margem de segurança.

Entretanto, por que quando os idosos diminuíram o CP, eles aumentaram a DP? Uma possível insegurança em AT pode fazer com que os idosos mantenham o pé em contato com o solo por mais tempo antes de iniciar a oscilação do membro. Esta insegurança pode estar associada à expansão do arranjo ótico que ocorre no AT, principalmente porque os participantes foram testados numa sala e iniciaram o movimento de AT olhando para uma parede. Assim, à medida que ele se distanciava da parede havia uma expansão do arranjo ótico (Goldfield, 1995). Costumeiramente, no AF estamos habituados com uma compressão do arranjo ótico, já que caminhamos em direção a alguma coisa. As impressões sensoriais desta situação podem ser um fator de segurança na locomoção. O aumento no nível de segurança diminui o medo de cair. No AT, as conseqüências de uma possível queda podem ser maiores considerando-se que os braços pouco auxiliariam para amortecer o impacto nesta situação.

Tradicionalmente, CP e VP não são relacionados com os resultados utilizando técnicas de retrato de fase (Forrester, Phillips & Clarck, 1993; Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2000). Quando analisamos a amplitude angular de movimento (AM) e o pico de velocidade (PV) é possível estabelecer uma relação entre o tamanho da órbita do atrator e as variáveis cinemáticas mencionadas acima. Esta relação, porém, é restrita ao tamanho do atrator. Ao relacionarmos as variáveis CP e VP com os resultados dos retratos de fase encontramos que o tamanho do atrator não varia entre jovens e idosos para os segmentos perna e coxa no AF. O CP está relacionado com a amplitude angular de movimento da perna (AMP) e coxa (AMC), enquanto a VP está relacionada com o PVP e o PVC. Maior AM pode gerar um maior CP, enquanto um maior PV pode gerar uma maior VP. Assim, o tamanho do atrator informa sobre a quantidade de infusão de energia no sistema (maior o atrator, maior a infusão de energia e vice-versa) e também sobre variáveis cinemáticas como CP e VP.

No AT, as órbitas dos atratores foram menores para os segmentos perna e coxa do que no AF. Isto significa que a infusão de energia foi menor no AT. Esta redução na órbita dos atratores no AT confirma-se por CP, CRP e VP menores no AT. Com relação ao tronco, os resultados foram um pouco diferentes dos obtidos para os segmentos perna e coxa. Os jovens oscilam mais o tronco em comparação aos idosos, como observado pela maior AMT. Além disso, há uma

tendência do PVT ser maior também para os jovens em relação aos idosos, o que reflete um maior atrator para os jovens para o segmento tronco.

O fato dos idosos oscilarem menos o tronco na direção ântero-posterior representa uma estratégia de estabilização do tronco como forma de garantir um maior equilíbrio. Entretanto, esta estabilização do tronco também pode decorrer de uma rigidez postural que, por sua vez, restringe ou limita as estratégias de controle disponíveis em função de alterações ambientais (Brown, Frank & Cockell, 1995; Maki, Holliday & Topper, 1991). Ao escorregarmos, por exemplo, utilizamos o tronco (aliado aos membros superiores e cabeça, assim como os membros inferiores envolvidos diretamente na ação) de um modo compensatório para restaurar a estabilidade, normalmente restringindo os graus de liberdade articulares. Porém, a rigidez postural deste segmento compromete esta estratégia de busca de estabilidade. Esta opção de rigidez é válida para situações onde as condições ambientais são favoráveis (pisos antiderrapantes ou com maior atrito, sapatos que não são escorregadios, entre outros), mas para condições desfavoráveis esta estratégia, por ser falha, pode ser uma das explicações para o aumento da ocorrência de quedas em idosos (Cummings & Nevitt, 1989; Fernandez & Teasdale, 1996; Haga, Shibata, Shichita, Matsuzaki & Hatano, 1986).

De modo geral, o padrão de movimento do AF, representado através de retratos de fase, é similar àqueles obtidos em outros estudos (Forrester, Phillips & Clarck, 1993; Mauerberg & Adrian, 1995). Quando analisamos os resultados dos retratos de fase no AF, evidenciamos que o padrão de coordenação dos segmentos perna e coxa e articulação joelho é muito parecido entre jovens e idosos, o que reforça a idéia anterior de similaridade nas estratégias durante o comportamento do AF entre jovens e idosos. A análise via retratos de fase não exibiu alterações em decorrência da idade, mas exibiu uma variação interessante em função da direção do andar. A ausência de "loop" interno na articulação do joelho no AT é um indicativo da ausência de amortecimento ao nível do joelho durante o contato do pé com o chão no início da fase de suporte. Estudos como os de Bates e McCaw (1986) e Thorstensson (1986), envolvendo locomoção para trás, têm apontado para uma diminuição da atividade do joelho imediatamente após o contato com o chão (ausência de flexão excêntrica). Esta diminuição da atividade do joelho pode explicar a

ausência de “loop” interno no retrato de fase do joelho. Forrester, Phillips e Clarck (1993) colocam que quanto maior o “loop” interno maior a força de amortecimento. Desta forma, é possível que durante o AT, os indivíduos (jovens ou idosos) utilizem uma outra estratégia de amortecimento. Este amortecimento pode estar sendo feito por outra articulação como o quadril ou mesmo o tornozelo que está em flexão plantar pouco antes do contato do pé com o solo (Winter, Pluck & Yang, 1989), diferente do AF quando o tornozelo toca o chão em dorsiflexão. O fato de tocar o pé no solo com o tornozelo em flexão plantar indica que a parte do pé que primeiro toca o solo são os dedos. Assim, é possível pensar também que o amortecimento ou parte dele pode estar sendo feito pelas articulações dos dedos. Além disso, quando andamos para frente tocamos o solo com o calcanhar, o que o torna um ponto de apoio cuja função é limitar a ação articular, de modo a calibrar a “precisão” da aterrissagem. Assim, quando tocamos o solo no AF não necessitamos realizar grandes ajustes para tocar a parte medial e final do pé. Porém, quando andamos para trás os dedos do pé tocam o solo inicialmente e esta parte anterior é

menos rígida em comparação ao calcanhar. Isso indica que no momento do contato inicial e das porções medial e final do pé temos que realizar ajustes para manter a “precisão” e evitar um desequilíbrio no processo final de contato com o solo. Neste mesmo sentido, no contato inicial pelo calcanhar no AF, o joelho está estendido e todo o membro inferior absorve o impacto. No AT, o joelho apresenta-se com algum grau de flexão, dificultando a absorção por parte do membro inferior. A geração de energia também é diferente no AT, de forma que sugerimos a realização de estudos cinéticos que permitam elucidar este aspecto.

Com base nos resultados e na discussão foi possível concluir que:

1. Indivíduos idosos têm um comprometimento maior para realizar atividades motoras não habituais, como AT;
2. Indivíduos idosos restringem a ação do tronco na direção ântero-posterior quando andando;
3. No AT, ocorre uma alteração na estratégia de amortecimento observada no retrato de fase do joelho.

ABSTRACT

FORWARD AND BACKWARD WALKING IN OLDER PEOPLE

The purpose of this study was to use kinematic analysis to evaluate changes that take place in the movement topology of older individuals while walking forward (FW) and backward (BW). Nine older participants (OG) and nine young adults (YG) participated in this study. Subjects were filmed from the sagittal plane while FW and BW. Analysis of results permitted us to observe that relative stride length (RSL) for the YG was longer than for the OG. When we compared both tasks, we observed that RSL was longer for FW than BW. Stride duration was the same for both groups in both tasks. For the YG, stride velocity (SV) during the FW task was higher than for the BW task. The OG exhibited diminished SV in the BW task. The analysis of knee phase portraits (PPs) and phase angles permitted us to identify that, in the BW task, the thigh-shank systems oscillated in the same rotational direction during strides. Additionally, both groups modified their damping strategies, as observed in the knee PPs. The analysis of the results permitted us to conclude that the older individuals experienced a higher degree of difficulty when performing unusual motor tasks such as walking backward than did their younger counterparts.

UNITERMS: Older people; Backward walking; Forward walking; Phase portrait; Phase angle.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAHAM, R.H.; SHAW, C.D. **Dynamics: the geometry of behavior**. Redwood City: Addison-Wesley, 1992.
- ADRIAN, M.J.; COOPER, J.M. **Biomechanics of human movement**. Indianapolis: Benchmark, 1989.
- BARELA, J.A.; WHITALL, J.; BLACK, P.; CLARK, J.E. An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.19, p.251-73, 2000.
- BATES, B.T.; McCAW, S.T. A comparison between forward and backward walking. **Proceedings of the North American Congress on Biomechanics: Human Locomotion**, v.2, p.307-8, 1986.
- BROWN, L.A.; FRANK, J.S.; COCKELL, D. The effects of an imposed risk of falling on postural control. **Journal of Sport & Exercise Psychology**, Champaign, v.17, p.33, 1995. Supplement.
- CLARK, J.E.; PHILLIPS, S.J. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. **Child Development**, Lafayette, v.64, p.1143-57, 1993.
- CUMMINGS, S.R.; NEVITT, M.C. A hypothesis: the causes of hip fractures. **Journal of Gerontology**, Washington, v.44, n.4, p.107-11, 1989.
- CUNNINGHAM, D.A.; RECHNITZER, P.A.; PEARCE, M.A.; DONNER, A.P. Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. **Journal of Gerontology**, Washington, v.37, n.5, p.560-4, 1982.
- DePAULA, A.I. **Evolução do organização temporal do andar para frente e para trás: impacto da restrição ambiental**. 2001. 128f. Dissertação (Mestrado) Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.
- FERRANDEZ, A.M.; PAILHOUS, J.; DURUP, M. Slowness in elderly gait. **Experimental Aging Research**, Harbor, v.16, n.2, p.79-89, 1990.
- FERRANDEZ, A.M.; TEASDALE, N. **Changes in sensory motor behavior in aging**. Amsterdam: Elsevier Science, 1996.
- FINLEY, F.R.; CODY, K.A.; FINIZIE, R.V. Locomotion patterns in elderly women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.50, p.140-6, 1969.
- FORRESTER, L.W.; PHILLIPS, S.J.; CLARK, J.E. Locomotion coordination in infancy: the transition from walking to running. In: SAVELSBERGH, G. (Ed.). **The development of coordination in infancy**. Amsterdam: Elsevier, 1993.
- GABELL, A.; NAYAK, U.S.L. The effect of age on variability in gait. **Journal of Gerontology**, Washington, v.39, n.6, p.662-6, 1984.
- GOLDFIELD, E.C. **Emergent forms: origins and early development of human action and perception**. New York: Oxford University Press, 1995.
- GRILLNER, S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. **Science**, New York, v.228, p.143-9, 1985.
- HAGA, H.; SHIBATA, H.; SHICHITA, K.; MATSUZAKI, T.; HATANO, S. Falls in the institutionalized elderly in Japan. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, Limerick, v.1, n.5, p.1-9, 1986.
- HAGEMAN, P.A.; BLANKE, D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**, Chicago, v.66, n.9, p.1382-7, 1986.
- HUNTER, G.R.; TREUTH, M.S.; WEINSIER, R.L.; KEKES-SZABO, T.; KELL, S.H.; ROTH, D.L.; NICHOLSON, C. The effects of strength conditioning on older women's ability to perform daily tasks. **Journal of the American Geriatrics Society**, Baltimore, v.43, n.7, p.756-60, 1995.
- IMMS, F.J.; EDHOLM, O.G. Studies of gait and mobility in the elderly. **Age and Ageing**, Oxford, v.10, p.147-56, 1981.
- LARISH, D.; MARTIN, P.E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. In: JOSEPH, J.A. (Ed.). **Central determinants of age-related declines in motor function**. New York: Annals of the New York Academy of Sciences, 1988. p.18-32.
- MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; TOPPER, A.K. Fear of falling and postural performance in the elderly. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, Washington, v.46, n.4, p.M123-31, 1991.
- MAUERBERG, E.; ADRIAN, M. Temporal coupling between external auditory information and the phases of walking. **Perceptual and Motor Skills**, Louisville, v.80, p.851-61, 1995.
- MAUERBERG-deCASTRO, E.; ANGULO-KINZLER, R.M. Locomotor patterns of individuals with Down syndrome: effects of environmental and task constraints. In: WEEKS, D.J.; CHUA, R.; ELLIOT, D. (Eds.). **Perceptual-motor behavior in Down syndrome**. Champaign: Human Kinetics, 2000. p.71-98.
- PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D.A. Gait in the elderly. **Gait and Posture**, Oxford, v.5, p.128-35, 1997.
- ROSEN, R. **Dynamical system theory in biology: stability theory and its application**. New York: Wiley, 1970. v.1.
- THELEN, E.; SMITH, L.B. **A dynamic systems approach to the development of cognition and action**. Cambridge: The MIT Press, 1994.

THORSTENSSON, A. How is the normal locomotion program modified to produce backward walking? **Experimental Brain Research**, Berlin, v.61, p.664-8, 1986.

VAN DEURSEN, R.W.M.; FLYNN, T.W.; McCRORY, J.L.; MORAG, E. Does a single control mechanism exist for both forward and backward walking? **Gait and Posture**, Oxford, v.7, n.3, p.214-24, 1998.

VILENSKY, J.A.; GANKIEWICZ, E.; GEHLSSEN, G. A kinematic comparison of backward and forward walking in humans. **Journal of Human Movement Studies**, London, v.13, p.29-50, 1987.

WILLIAMS, K.; BIRD, M. The aging mover: a preliminary report on constraints to action. **International Journal of Aging and Human Development**, Westport, v.34, n.3, p.241-55, 1992.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: John Wiley & Sons, 1990.

_____. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D.A.; PLUCK, N.; YANG, J.F. Backward walking: a simple reversal of forward walking? **Journal of Motor Behavior**, Washington, v.21, n.3, p.291-305, 1989.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer as sugestões e críticas da Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi a este trabalho, bem como o auxílio financeiro fornecido pela FAPESP.

Recebido para publicação em: 10 abr. 2001

Revisado em: 11 out. 2001

Aceito em: 23 jan. 2002

ENDEREÇO: Eliane Mauerberg-deCastro
Departamento de Educação Física
Universidade Estadual Paulista
Av. 24-A, 1515 Bela Vista
13506-900 Rio Claro - SP BRASIL
e-mail: mauerber@rc.unesp.br