

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

COORDENAÇÃO POSTURAL EM ADULTOS E IDOSOS DURANTE
MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS NA POSTURA ERETA

Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas

SÃO PAULO
2005

COORDENAÇÃO POSTURAL EM ADULTOS E IDOSOS DURANTE
MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS NA POSTURA ERETA

SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF.DR. MARCOS DUARTE

AGRADECIMENTOS

“Haste makes waste!”

É impossível expressar toda a minha felicidade por ter chegado até aqui. Mais impossível ainda é citar o nome de todas as pessoas que contribuíram, direta ou indiretamente, para a conclusão deste trabalho. Então, agradeço antecipadamente a VOCÊ que, por algum motivo, está lendo esta tese. Meus sinceros agradecimentos ...

Ao meu orientador, Prof. Dr. MARCOS DUARTE, pela imensurável atenção durante todo o meu doutorado. Obrigada pela orientação, pela paciência, pela amizade, pelo respeito e por todas as oportunidades que me concedeu durante todo o processo.

Ao Prof. Dr. MARK LATASH, meu supervisor de estágio na Universidade da Pensilvânia-E.U.A., pelos ensinamentos e pela amizade.

À minha grande família, LUIZ, DIVARLEY, KÁTIA e NELSON, SIMONE, LUIZ e ÉRIKA, MARCELO e LUCIENE, pelo apoio e incentivo.

Ao meu esposo, PAULO B. FREITAS JR, pelo carinho, auxílio e dedicação.

Ao Prof. Dr. LUIS MOCHIZUKI e Prof. Dr. UMBERTO CORREA, pelo incentivo.

Aos membros e ex-membros do LABORATÓRIO DE BIOFÍSICA, pela troca de experiências, em especial, PAULO, ROGÉRIO e SANDRO, pela amizade.

Aos membros do LABORATÓRIO DE CONTROLE MOTOR da Universidade da Pensilvânia-E.U.A., em especial, ao JAE e à NUI, pela amizade e auxílio.

Às amigas ANA, BRENDA, ELI, e SILVANA, pela amizade.

Ao meu avô, DIRCEU SIMÕES, pela inspiração no tema.

À FAPESP, pelo apoio financeiro da bolsa de doutorado.

À CAPES, pelo apoio financeiro do estágio sanduíche.

A DEUS, pela vida.

*Pai, Mãe e Paulo,
dedico esta tese a vocês!*

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xvi
LISTA DE ANEXOS.....	xviii
RESUMO.....	xix
ABSTRACT.....	xxi
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1 Controle postural.....	5
2.2 Padrões de coordenação postural.....	7
2.2.1 Sinergias posturais.....	8
2.2.2 Flexibilidade dos padrões de coordenação postural.....	12
2.2.2.1 Análise de componentes principais (PCA).....	12
2.2.2.2 Hipótese da variedade não controlada (UCM).....	14
2.3 Controle postural em idosos.....	16
2.4 Relação entre velocidade e acurácia na execução dos movimentos voluntários.....	21
2.4.1 Relação entre velocidade e acurácia durante movimentos voluntários do corpo todo.....	23
3 OBJETIVOS.....	24
4 EXPERIMENTO 1.....	26
4.1 Método.....	27
4.1.1 Participantes.....	27
4.1.2 Protocolo Experimental.....	28

4.1.2.1	Equipamentos.....	28
4.1.2.2	Procedimentos.....	30
4.1.2.3	Processamento dos dados.....	31
4.1.2.3.1	Análise de componentes principais (PCA).....	34
4.1.2.3.2	Análise utilizando a hipótese da variedade não controlada (UCM).....	35
4.1.2.4	Análise estatística.....	37
4.2	Resultados.....	38
4.2.1	Postura ereta quieta (PEQ).....	38
4.2.1.1	Amplitude articular.....	39
4.2.1.2	Área de atividade EMG.....	39
4.2.1.3	Coativação muscular.....	41
4.2.2	Tarefas de deslocamento voluntário do CP (DMX e DMN).....	42
4.2.2.1	Relação entre velocidade e acurácia.....	44
4.2.2.2	Padrões de coordenação postural.....	46
4.2.2.2.1	Amplitude articular.....	46
4.2.2.2.2	Razão entre Tornozelo e Quadril.....	47
4.2.2.2.3	Fase relativa entre Tornozelo e Quadril.....	48
4.2.2.2.4	Área de atividade EMG.....	48
4.2.2.2.5	Fase de atividade EMG máxima.....	49
4.2.2.2.6	Coativação muscular.....	50
4.2.2.3	Análise de componentes principais (PCA).....	52
4.2.2.3.1	PCA com seis articulações (PCA-6).....	52
4.2.2.3.2	PCA com três articulações (PCA-3).....	53
4.2.2.4	Análise da variedade não controlada (UCM).....	56
4.2.2.4.1	Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM..	57
4.2.2.4.2	Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco.....	57
4.2.3	Comentários gerais sobre os resultados.....	59
5	EXPERIMENTO 2.....	60
5.1	Método.....	61
5.1.1	Participantes.....	61

5.1.2	Protocolo Experimental.....	61
5.1.2.1	Procedimentos.....	61
5.1.2.2	Processamento dos Dados.....	63
5.1.2.3	Análise estatística.....	64
5.2	Resultados.....	64
5.2.1	Características gerais das tarefas.....	65
5.2.2	Relação entre velocidade e acurácia.....	69
5.2.3	Padrões de coordenação postural.....	73
5.2.3.1	Amplitude articular.....	73
5.2.3.2	Razão entre Tornozelo e Quadril.....	74
5.2.3.3	Fase relativa entre Tornozelo e Quadril.....	75
5.2.3.4	Área da atividade EMG.....	76
5.2.3.5	Fase de atividade EMG máxima.....	77
5.2.3.6	Coativação muscular.....	79
5.2.4	Análise de componentes principais (PCA).....	81
5.2.4.1	PCA com seis articulações (PCA-6)	81
5.2.4.2	PCA com três articulações (PCA-3)	84
5.2.5	Análise da variedade não controlada (UCM).....	86
5.2.5.1	Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM..	86
5.2.5.2	Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco.....	88
5.2.6	Comentários gerais sobre os resultados.....	89
6	EXPERIMENTO 3.....	90
6.1	Método.....	91
6.1.1	Participantes.....	91
6.1.2	Protocolo Experimental.....	92
6.1.2.1	Procedimentos.....	92
6.1.2.2	Processamento dos Dados.....	94
6.1.2.3	Análise estatística.....	94
6.2	Resultados.....	95
6.2.1	Características gerais das tarefas.....	96

6.2.2	Relação entre velocidade e acurácia.....	97
6.2.3	Padrões de coordenação postural.....	101
6.2.3.1	Amplitude articular.....	101
6.2.3.2	Razão entre Tornozelo e Quadril.....	102
6.2.3.3	Fase relativa entre Tornozelo e Quadril.....	103
6.2.3.4	Área da atividade EMG.....	104
6.2.3.5	Fase de atividade EMG máxima.....	105
6.2.3.6	Coativação muscular.....	107
6.2.4	Análise de componentes principais (PCA).....	110
6.2.4.1	PCA com seis articulações (PCA-6).....	110
6.2.4.2	PCA com três articulações (PCA-3).....	113
6.2.5	Análise da variedade não controlada (UCM).....	114
6.2.5.1	Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM	114
6.2.5.2	Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco.....	116
6.2.6	Comentários gerais sobre os resultados.....	117
7	DISCUSSÃO.....	118
7.1	Relação entre velocidade e acurácia.....	119
7.2	Padrões de coordenação postural na postura ereta.....	121
7.3	Padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários na postura ereta.....	123
7.4	Flexibilidade dos padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários na postura ereta.....	127
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	130
	REFERÊNCIAS.....	132
	ANEXOS.....	146

LISTA DE TABELAS

Página

TABELA 1 - Média e erro padrão das variáveis do CP	38
TABELA 2 - Média e erro padrão da variância explicada pelos quatro primeiros componentes principais (PC1, PC2 e PC3) de PCA – 6 e PCA-3 para as tarefas DMX e DMN. O número em parênteses refere-se ao número de sujeitos que precisaram daquele PC para explicar 90% da variância dos ângulos articulares.	54
TABELA 3 - Resultados dos ajustes dos dados a equação de FITTS (1954).....	70
TABELA 4 - Número de sujeitos que não apresentaram coativação entre os pares de músculos RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) para os dois grupos (ADULTO e IDOSO), duas amplitudes (4,5 e 9,0 cm) e cinco IDs (1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9).....	80
TABELA 5 - Número de sujeitos que não apresentaram coativação entre os pares de músculos RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) para os dois grupos (ADULTO e IDOSO), duas amplitudes (4,5 e 9,0 cm) e cinco FM (1; 1,5; 2; 2,5; 3).....	108

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 1 - Posição do participante e posicionamento das marcas para o experimento.	28
FIGURA 2 – Processamento dos dados referentes ao deslocamento do CP. EM A, dados representativos da série temporal do CP na direção ântero-posterior (apenas os 20 primeiros segundos são apresentados). Em B, um intervalo de sete segundos da serie temporal apresentada em A ilustrando como um ciclo foi definido na série temporal do CP. A mediana entre os ciclos e o erro padrão da série temporal do CP são apresentados em C. Deslocamento do CP é dado em centímetros.....	32
FIGURA 3 - Representação esquemática dos ângulos articulares da cabeça (θ_C), tronco superior (θ_{TRS}), tronco inferior (θ_{TRI}), quadril (θ_Q), joelho (θ_J) e tornozelo (θ_T).	34
FIGURA 4 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante a tarefa PEQ. Amplitude articular é dada em graus ($^\circ$).	39
FIGURA 5 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante a tarefa PEQ. Área EMG é dada em porcentagem da contração voluntária máxima isométrica (% CVMI).	41

- FIGURA 6 - Média e erro padrão dos (A) três índices de coativação, IC e dos (B) tempos de coativação para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM (um da região anterior e outro da região posterior) durante a tarefa PEQ. IC é dado em porcentagem da atividade EMG total e Tempo é dado em porcentagem do período total.42
- FIGURA 7 - Séries temporais do CP, ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas DMX (à esquerda) e DMN (à direita). Apenas 15 segundos são apresentados para um sujeito do grupo ADULTO (A) e um sujeito do grupo IDOSO (B). As barras verticais indicam a amplitude para cada variável (CP, θ e EMG). C, cabeça; TRS, tronco superior; TRI, tronco inferior; Q, quadril; J, joelho e T, tornozelo. RA, reto do abdome; ES, eretor da espinha; VL, vasto lateral; BF, bíceps femoral; TA, Tibial Anterior e GM, gastrocnêmio cabeça medial.43
- FIGURA 8 - Média e erro padrão entre os sujeitos da amplitude efetiva (A_e), largura efetiva (L_e) do CP e da relação entre A_e e L_e , expressa por ID_e , para o grupo ADULTO e para o grupo IDOSO para as tarefas DMX e DMN.45
- FIGURA 9 - Relação entre TM e ID_e para as tarefas DMX e DMN. As barras de erro representam o erro padrão do TM.46
- FIGURA 10 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante as tarefas DMX e DMN. Amplitude articular é dada em graus ($^\circ$).47

- FIGURA 11 - Média e erro padrão da área de atividade EMG (A) e do instante em que ocorreu o pico de atividade EMG (B) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para as tarefas DMX e DMN. Os valores da área são dados em porcentagem da CVMI e do tempo em porcentagem do ciclo. As linhas horizontais em B indicam 50% do ciclo.50
- FIGURA 12 - Média e erro padrão dos três índices de coativação, IC (A) e dos tempos de coativação (B) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM (um da região anterior e outro da região posterior) durante as tarefas DMX e DMN. IC é dado em porcentagem da atividade EMG total e Tempo é dado em porcentagem do período total.51
- FIGURA 13 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise de componentes principais feita com as seis articulações (A) e com as articulações do quadril, joelho e tornozelo (B). Dados são do grupo ADULTO e do grupo IDOSO para as tarefas DMX e DMN. Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.56
- FIGURA 14 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} por graus de liberdade para as hipóteses de estabilização da orientação do tronco (A) e de estabilização da posição do CM (B) para os grupos ADULTO e IDOSO referentes as tarefas DMX e DMN. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) também são apresentados para cada grupo e tarefa. A linha tracejada em R_V representa uma unidade.58

- FIGURA 15 - Desenho experimental e feedback visual demonstrado na tela do monitor. O círculo cheio representa o CP e as quatro linhas horizontais na tela do monitor indicam os alvos a serem alcançados em duas amplitudes (demonstrada pela letra –A-) e cinco larguras (demonstrada pela letra –L-).....62
- FIGURA 16 - Exemplo de 10 s da série temporal do deslocamento do CP (CP), ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas com amplitude de 9 cm e menor e maior índice de dificuldade (ID) (1,7 e 2,9, respectivamente). Dados apresentados são de um sujeito de cada grupo (em A, ADULTO e em B, IDOSO). As barras verticais representam 10 cm para o deslocamento do CP, 30° para os ângulos articulares e 100% da CVMI para atividade EMG.67
- FIGURA 17 - Média e erro padrão dos deslocamentos do CP, excursões das articulações e atividade EMG obtida entre os ciclos durante cada tarefa para um sujeito do grupo ADULTO e um sujeito do grupo IDOSO. As tarefas foram para maior amplitude (9,0 cm) e os dois índices de dificuldade (ID; 1,7 e 2,9) para o mesmo sujeito da FIGURA 16. A primeira metade do ciclo (de 0 a 50%) representa os movimentos para frente e a segunda metade do ciclo (de 0% a 100%) representa os movimentos para trás. As barras verticais representam 5 cm para o deslocamento do CP, 15° para os ângulos articulares e 50% da CVMI para atividade EMG.....68
- FIGURA 18 – Relação entre Tempo de Movimento e índice de dificuldade (ID) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO (A) e os mesmos dados do TM com o índice de dificuldade efetivo (ID_e). Os valores representam as médias e erros padrão entre os sujeitos de cada grupo. Linhas de regressão linear são apresentadas. Tempo de Movimento é apresentado em milissegundos.....71

- FIGURA 19 - Relação entre L_e e velocidade efetiva para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e ID). Os valores médios entre os grupos são apresentados. Os símbolos abertos (círculos para o grupo ADULTO e quadrados para o grupo IDOSO) representam a amplitude de 4,5 cm. Os símbolos fechados representam a amplitude de 9,0 cm.73
- FIGURA 20 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Amplitude articular é dada em graus ($^{\circ}$).74
- FIGURA 21 - Média e erro padrão da razão entre a amplitude articular (α) do quadril (Q) e do tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.75
- FIGURA 22 - Média e erro padrão da fase relativa entre a articulação do tornozelo (T) e do quadril (Q) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.76
- FIGURA 23 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.77
- FIGURA 24 - Média e erro padrão do instante do pico da atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Os dados representam a porcentagem do ciclo (%).78
- FIGURA 25 - Média e erro padrão da amplitude dos índices de coativação (IC) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Amplitude é dada em porcentagem.79

- FIGURA 26 - Média e erro padrão do tempo de coativação para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Tempo é dado em porcentagem do ciclo.81
- FIGURA 27 - Média e erro padrão da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise PCA – 6 articulações para o grupo ADULTO e IDOSO em todas as tarefas. O número entre parênteses representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar pelo menos 90% da variância total dos ângulos articulares. Variância é dada em porcentagem.82
- FIGURA 28 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.84
- FIGURA 29 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro componente principal (PC1). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.86
- FIGURA 30 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da posição do CM. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.87

- FIGURA 31 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da orientação de α_{TR} . Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.89
- FIGURA 32 - Desenho experimental e feedback visual demonstrado na tela do monitor. O círculo cheio representa o CP e as duas linhas horizontais na tela do monitor indicam a amplitude dos movimentos (demonstrada pela letra –A-).93
- FIGURA 33 - Exemplo de 10 s da série temporal do deslocamento do CP (CP), ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas com amplitude de 9 cm e menor e maior Frequência (FM) (1 e 3 Hz, respectivamente). Dados apresentados são de um sujeito de cada grupo (em A, ADULTO e em B, IDOSO). As barras verticais representam 10 cm para o deslocamento do CP, 30° para os ângulos articulares e 100% da CVMI para atividade EMG.97
- FIGURA 34 - Média e erro padrão das frequências efetivas (F_e , no eixo esquerdo) e dos tempos de movimento (TM, no eixo direito) para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM). A linha tracejada e os pontos marcados por x representam as frequências determinadas pela tarefa. F_e em Hz e TM em milisegundos.98
- FIGURA 35 - Média e erro padrão das amplitudes efetivas (A_e) do CP para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM).99

- FIGURA 36 - Relação entre largura efetiva (L_e) e velocidade efetiva (V_e) para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM). Os valores médios entre os grupos são apresentados. Os símbolos em branco (círculo para o grupo ADULTO e quadrado para o grupo IDOSO) representam a amplitude de 4,5 cm. Os símbolos em preto representam a amplitude de 9,0 cm..... 100
- FIGURA 37 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Amplitude em graus ($^{\circ}$). 102
- FIGURA 38 - Média e erro padrão da razão entre a amplitude articular (α) do quadril (Q) e do tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas..... 103
- FIGURA 39 - Média e erro padrão da fase relativa entre a articulação do tornozelo (T) e do quadril (Q) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas..... 104
- FIGURA 40 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Área de atividade EMG é dada em % da contração voluntária máxima isométrica (CVMI). 105
- FIGURA 41 - Média e erro padrão do instante do pico da atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Os dados representam a porcentagem do ciclo (%). 107

- FIGURA 42 - Média e erro padrão da amplitude dos índices de coativação (IC) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Amplitude é dada em porcentagem. 108
- FIGURA 43 - Média e erro padrão do tempo de coativação para os pares de músculo RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Tempo é dado em porcentagem do ciclo. 109
- FIGURA 44 - Média e erro padrão da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise PCA – 6 articulações para o grupo ADULTO e IDOSO em todas as tarefas. O número entre parênteses representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar pelo menos 90% da variância total dos ângulos articulares. Variância é dada em porcentagem. 111
- FIGURA 45 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações. 112
- FIGURA 46 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro componente principal (PC1). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações. 114

- FIGURA 47 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da posição do CM. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. 116
- FIGURA 48 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da orientação de α_{TR} . Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. 117

LISTA DE ABREVIATURAS

A	Amplitude
A _e	Amplitude efetiva
BF	Bíceps femoral
C	Cabeça
CM	Centro de massa
CP	Centro de pressão
CVMI	Contração voluntária máxima isométrica
D.P.	Desvio padrão
DMN	Deslocamento voluntário mínimo
DMX	Deslocamento voluntário máximo
E.P.	Erro padrão
EMG	Eletromiografia
ES	Eretor da espinha
F _e	Freqüência efetiva
FM	Freqüência do movimento
GM	Gastrocnêmio cabeça medial
I	Inferior
IC	Índice de coativação
ID	Índice de dificuldade
ID _e	Índice de dificuldade efetivo
J	Joelho
L	Largura
L _e	Largura efetiva
PC	Componente principal
PCA	Análise de componentes principais
PEQ	Postura ereta quieta
Q	Quadril

RA	Reto do abdome
R_V	Razão entre V_{UCM} e V_{ORT}
S	Superior
T	Tornozelo
TA	Tibial anterior
TM	Tempo de movimento
TR	Tronco
TRI	Tronco inferior
TRS	Tronco superior
UCM	“Uncontrolled Manifold”
V_e	Velocidade efetiva
VL	Vasto lateral
V_{ORT}	Variância ortogonal ao “Uncontrolled Manifold”
V_{UCM}	Variância do “Uncontrolled Manifold”
α	Amplitude articular
θ	Ângulo

LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO I - Informações pessoais.....	146
ANEXO II - Questionário Baecke de atividade física habitual.....	149
ANEXO III - Questionário de atividade física Baecke modificado.....	150
ANEXO IV - Termo de consentimento pós-informação para participação de pesquisa.....	152
ANEXO V - Produção científica durante o período do curso de doutorado (fevereiro/2001-junho/2005).....	153

RESUMO

COORDENAÇÃO POSTURAL EM INDIVÍDUOS ADULTOS E IDOSOS DURANTE
MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS DO CORPO TODO

Autor: SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS

Orientador: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

Este estudo investigou como padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários do corpo todo durante a postura ereta são afetados pelo envelhecimento usando o paradigma da relação entre velocidade e acurácia. Dez idosos e dez adultos jovens permaneceram em pé sobre uma plataforma de força e tiveram a posição instantânea do centro de pressão (CP) mostrada como feedback visual em um monitor a um metro a frente. Os participantes executaram movimentos contínuos rápidos e acurados na direção ântero-posterior com o corpo todo movendo a posição do CP entre alvos de diferentes larguras ou em diferentes frequências de movimento, durante 45 s. Tempo de movimento (TM), deslocamento do CP, excursão dos ângulos articulares e atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos do tornozelo, joelho e quadril foram analisados. Análises de componentes principais (PC) dos ângulos articulares foram também efetuadas. Flexibilidade da coordenação postural foi avaliada usando a abordagem da variedade não controlada (UCM) para testar as hipóteses de estabilização do tronco e do centro de massa (CM). Ambos grupos aumentaram o TM, atividade EMG e variáveis cinemáticas com um aumento na acurácia e frequência. Sujeitos idosos aumentaram a amplitude dos ângulos articulares e EMG comparados aos adultos. Análise de PC mostrou alto acoplamento

entre as articulações e a análise do UCM confirmou as hipóteses de estabilização do tronco e do CM. Os resultados indicam que padrões de coordenação postural são afetados pela acurácia dos movimentos do corpo todo e algumas dessas alterações estão relacionadas ao envelhecimento.

Palavras-chave: controle postural, velocidade, acurácia, idoso, coordenação postural

ABSTRACT

POSTURAL COORDINATION IN ADULTS AND ELDERLY INDIVIDUALS DURING
VOLUNTARY WHOLE-BODY MOVEMENTS

Author: SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS

Adviser: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

This study examined how postural coordination patterns during voluntary whole-body movements in standing are affected by aging using the speed-accuracy trade-off paradigm. Ten elderly subjects and ten young adults stood on a force plate and had their center of pressure (COP) instantaneous position shown as visual feedback on a computer monitor one meter ahead. The participants performed continuous fast and accurate movements in the anterior-posterior direction with the whole body shifting their COP position; between targets with different widths or in different movement frequencies, during 45 s. Movement time (MT), COP displacement, joint angle excursion and eletromyographic (EMG) activity of ankle, knee and hip muscles were analyzed. Principal component (PC) analyses of the joint angles were also carried out. Flexibility of the postural coordination was evaluated using uncontrolled manifold (UCM) approach to test the trunk and the center of mass (COM) stabilization hypothesis. Both groups increased the MT, EMG activity and kinematic variables with an increase in the accuracy and frequency. Elderly subjects increased joint angles and EMG amplitude compared to adults. PC analysis showed a high coupling among the joints and the UCM analysis confirmed the trunk and the COM stabilization hypothesis. The results indicated that postural coordination

patterns are affected by accuracy of whole-body movements and some changes are correlated with to aging.

Keywords: postural control, speed, accuracy, elderly, postural coordination

1 INTRODUÇÃO

O ser humano é capaz de adotar uma infinidade de posturas; cada uma delas correspondendo a um estado de equilíbrio do corpo. Qualquer postura adotada pelo corpo exige uma interação complexa entre os componentes que fazem parte do sistema controle postural: sistemas sensoriais, sistema nervoso central (SNC) e sistema motor.

Os sistemas sensoriais captam as informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos e ao ambiente e enviam estas informações ao SNC. O SNC, num processo contínuo e dinâmico, é responsável por integrar as informações sensoriais para obter uma informação mais precisa sobre a configuração do corpo no espaço e, baseado nestas informações, selecionar respostas motoras adequadas. O sistema motor é responsável pela execução das ações motoras com os objetivos de (1) garantir, por exemplo, na postura ereta e com os pés imóveis, que a projeção vertical do centro de massa¹ (CM) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés); (2) dar estabilidade ao corpo suportando as forças que estão continuamente sendo aplicadas a ele (por exemplo, a força da gravidade) e, (3) dar estabilidade ao corpo durante a realização de movimentos voluntários com um ou mais segmentos corporais. Alterações em qualquer um destes sistemas podem levar a declínios no sistema de controle postural. Em particular, devido a instabilidade do corpo (alta posição do CM e estreita base de suporte delimitada pelos pés), as alterações na capacidade para selecionar uma resposta motora adequada e executar a resposta de forma rápida e precisa podem comprometer o equilíbrio do corpo e, conseqüentemente, levar a quedas.

Devido ao grande número de articulações e músculos que compõem o corpo, diferentes respostas motoras podem ser utilizadas para garantir o equilíbrio do corpo na postura ereta. Estas respostas são caracterizadas por um número restrito de padrões de coordenação entre as articulações e diferentes padrões de ativação

¹ Centro de massa (ou centro de gravidade), em termos simples, é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo (WINTER, 1990)

muscular, definindo as sinergias posturais² (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; BUCHANAN & HORAK, 2003; NASHNER, 1981; VERNAZZA, MARTIN & MASSION, 1999). Uma sinergia postural é considerada como uma combinação de comandos motores enviados ao sistema motor para manter ou alcançar o equilíbrio do corpo, de forma a reduzir o número de graus de liberdade e simplificar o controle feito pelo SNC (BERNSTEIN, 1967). As sinergias posturais foram primeiramente analisadas em resposta à uma perturbação externa aplicada à superfície de suporte em diferentes velocidades (NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Dois padrões de coordenação postural foram consistentes nestas condições: a “estratégia do tornozelo” e a “estratégia do quadril” (NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Na estratégia do tornozelo, observada quando perturbações foram impostas em baixas velocidades, o corpo moveu como um pêndulo rígido invertido, com maior amplitude de movimento da articulação do tornozelo. Na estratégia do quadril, observada quando perturbações rápidas foram impostas, o corpo moveu como um pêndulo duplo invertido, num padrão menos rígido e com maior amplitude de movimento da articulação do quadril.

Desde então, vários estudos têm sido feitos com o intuito de verificar como as estratégias motoras emergem em função de diferentes parâmetros de perturbação (BUCHANAN & HORAK, 2001; HORAK, DIENER & NASHNER, 1989; KUO & ZAJAC, 1993) e em diferentes populações, como por exemplo, em idosos (ALEXANDROV, AURENTY, MASSION, MESURE & VIALLET, 1998; MANCHESTER, WOOLLACOTT, ZEDERBAUER-HYLTON & MARIN, 1989; NARDONE, GRASSO, TARANTOLA, CORNA & SCHIEPPATI, 2000). Quando adultos e idosos foram submetidos às mesmas condições de perturbações da superfície de suporte, os idosos apresentaram uma sinergia postural diferente da apresentada por adultos. Neste caso, os idosos apresentaram prioritariamente a estratégia do quadril, enquanto os adultos apresentaram a estratégia do tornozelo

² Os termos padrões de coordenação postural, sinergias posturais e estratégias posturais de controle postural são tratados como sinônimos no corpo do texto.

(WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). O uso diferenciado de sinergias posturais por indivíduos idosos pode estar relacionado a uma série de alterações sensoriais e motoras as quais poderiam ser responsáveis pelo aumento no número de quedas nessa população.

Desequilíbrio e quedas são problemas comumente apresentados com o avanço da idade e, geralmente estão associados à execução de movimentos voluntários durante a manutenção da postura ereta. Desta forma, muitos estudos têm procurado entender o controle de movimentos voluntários na postura ereta (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005; INGLIN & WOOLLACOTT, 1988). Movimentos voluntários provocam perturbações internas ao controle postural, uma vez que altera a relação entre os segmentos do corpo e desestabiliza a posição do CM.

Buscando entender como o sistema de controle postural gera respostas motoras para minimizar os efeitos desestabilizadores dos movimentos voluntários, muitos estudos têm observado que sinergias posturais similares às observadas durante perturbações externas precederam os movimentos voluntários envolvendo somente alguns segmentos isolados (braço, perna, tronco) em adultos (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004; MASSION, ALEXANDROV & FROLOV, 2004) e em idosos (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005; INGLIN & WOOLLACOTT, 1988). Nas duas condições de perturbação (externa ou interna), as sinergias posturais diferentes emergiram em função dos parâmetros da perturbação tais como velocidade e amplitude. Um fator pouco estudado que pode interferir com a seleção dos padrões de coordenação postural e/ou sinergias posturais é a imposição de acurácia sobre os movimentos voluntários.

Recentemente, a influência da acurácia sobre movimentos voluntários envolvendo o corpo todo na postura ereta tem sido investigada utilizando o paradigma da troca entre velocidade e acurácia (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999; DUARTE & FREITAS, 2005). A relação formal entre velocidade e acurácia na execução dos movimentos voluntários foi proposta por FITTS (1954) em seu estudo sobre movimentos do membro superior. FITTS (1954) observou que quanto maior era a dificuldade da tarefa (definida pelo índice de dificuldade, ID), menor era a velocidade do movimento para que a acurácia fosse mantida. Desde então, vários

estudos foram feitos investigando a relação entre velocidade e acurácia para movimentos envolvendo diferentes segmentos corporais (FITTS, 1954; FITTS & PETERSON, 1964; KIM, PARNIANPOUR & MARRAS, 1996) e em diferentes populações (WELFORD, NORRIS & SHOCK, 1969).

Nos estudos recentes investigando a relação entre velocidade e acurácia na execução dos movimentos envolvendo o corpo todo, foi observado que, para cada amplitude de movimento, o tempo de movimento (TM) aumentou de forma linear com o aumento da dificuldade da tarefa e as inclinações da função linear entre TM e dificuldade da tarefa aumentaram com a diminuição da amplitude de movimento (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999; DUARTE & FREITAS, 2005). Isto é, movimentos envolvendo o corpo todo com amplitudes menores são mais difíceis de serem executados em comparação a movimentos de maior amplitude devido, possivelmente, à presença de uma variabilidade inerente do sistema de controle postural (as oscilações corporais) a qual afeta a tarefa. Sendo assim, pode ser sugerido que os idosos que apresentariam oscilações corporais aumentadas (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989) seriam mais afetados pela imposição da acurácia dos movimentos voluntários envolvendo o corpo todo. No entanto, WIECZOREK (2003) observou que os idosos foram incapazes de atender as demandas de acurácia impostas as tarefas (redução dos alvos) e sugeriu que esta dificuldade dos idosos estava relacionada a menor capacidade do controle postural. Assim, uma questão que pode ser levantada é se esta menor capacidade do controle postural estaria relacionada à seleção de padrões de coordenação postural inadequados e a ausência de transição destes padrões com a imposição de acurácia aos movimentos voluntários envolvendo o corpo todo.

Deste modo, o objetivo do presente estudo foi identificar os padrões de coordenação postural em adultos e idosos durante a execução dos movimentos voluntários do corpo todo na postura ereta e verificar como restrições de acurácia interferem nestes padrões.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão será apresentada em quatro partes. Inicialmente será feita uma breve descrição do sistema de controle postural. Na segunda parte, serão apresentados os padrões de coordenação postural e a emergência destes padrões em função de restrições impostas a manutenção da postura ereta. Posteriormente, as alterações observadas no controle postural e nos padrões de coordenação postural de idosos serão apresentadas. Por fim, a relação entre velocidade e acurácia dos movimentos voluntários envolvendo alguns segmentos e o corpo todo será descrita.

2.1 Controle postural

O ser humano é capaz de adotar uma infinidade de posturas. Qualquer postura adotada pelo corpo exige uma ação efetiva do sistema de controle postural com o objetivo de manter a orientação e o equilíbrio do corpo. A orientação postural refere-se à posição do corpo em relação aos segmentos corporais entre si e o ambiente (HORAK & MACPHERSON, 1996). Mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos que são aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças e momentos de força agindo sobre ele é igual a zero (HAYES, 1982). As forças que estão agindo sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas (força da gravidade) e forças internas. As forças internas podem ser perturbações fisiológicas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração) ou perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização de movimentos de outros segmentos do corpo. Todas essas forças aceleram continuamente o corpo humano em torno do seu CM durante a postura ereta. Desta forma, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está numa condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente. No entanto, as forças e momentos de força são, em condições normais na postura ereta quieta, muito pequenas, o que resulta em pequenas oscilações do corpo. Em um adulto saudável, estas oscilações são quase imperceptíveis. Estas oscilações corporais são

comumente medidas utilizando uma plataforma de força e quantificadas por deslocamentos do Centro de Pressão (CP).

O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade (WINTER, 1995). Na postura ereta quieta com olhos abertos, os deslocamentos do CP são menores que 1 cm tanto na direção ântero-posterior como na direção médio-lateral (WINTER, PATLA, PRINCE, ISHAC & GIELO-PERCZAK, 1998). Grandes deslocamentos do CP, nas mesmas condições, têm sido freqüentemente utilizados como indicativo de oscilação corporal aumentada e alterações no controle postural.

O corpo humano na postura ereta é inerentemente instável com a posição do CM relativamente alta e a base de suporte muito estreita (WINTER, 1995). A manutenção desta postura é garantida pela interação complexa entre os sistemas que compõem o controle postural: o sistema sensorial, o sistema nervoso central (SNC) e o sistema motor. O sistema sensorial é responsável por captar informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos e ao ambiente e informações sobre as forças que estão atuando sobre o corpo (tal como a força da gravidade). Estas informações provenientes principalmente dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (HORAK & MACPHERSON, 1996) são enviadas ao SNC.

O SNC, num processo contínuo e dinâmico, é responsável por integrar as informações sensoriais para obter uma informação mais precisa sobre a configuração do corpo no espaço e, baseado nestas informações, selecionar respostas motoras adequadas.

O sistema motor é responsável pela execução das ações motoras com os objetivos de (1) garantir, por exemplo, na postura ereta e com os pés imóveis, que a projeção vertical do centro de massa (CM) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés); (2) dar estabilidade ao corpo suportando as forças que estão continuamente sendo aplicadas a ele (por exemplo, a força da gravidade) e, (3) dar estabilidade ao corpo durante a realização de movimentos voluntários com um ou mais segmentos corporais.

Devido ao grande número de articulações e músculos que compõem o corpo, diferentes respostas motoras podem ser utilizadas para garantir o equilíbrio do corpo na postura ereta. Desta forma, o sistema de controle postural busca simplificar a atuação do SNC por meio do uso de padrões de coordenação postural.

2.2 Padrões de coordenação postural

Estratégia motora ou padrão de coordenação motora corresponde a uma sinergia motora necessária para realizar uma determinada ação. Sinergia motora é um termo utilizado para se referir a um conjunto de elementos que interagem entre si para produzir a mesma resposta motora. Aplicando o conceito de sinergia motora para a ação muscular, LEE (1984) definiu “sinergia neuromotora” como um conjunto de músculos restritos a agir juntos para alcançar um efeito desejado. Em termos cinemáticos, sinergia tem sido definida como segmentos atuando juntos em função não apenas da interação mecânica entre eles (embora esta interação mecânica exista) mas de um controle efetivo do SNC.

Dado o grande número de articulações e músculos do corpo, as sinergias motoras que caracterizam a maioria, se não todas, as ações motoras foram consideradas por BERNSTEIN (1967) como uma solução encontrada pelo SNC para reduzir o número de graus de liberdade que devem ser controlados (problema de redundância motora). Por outro lado, GELFAND e TSELIN³ (1966) citado por GELFAND e LATASH (1998) propuseram que os elementos dentro de um sistema motor redundante estão sempre envolvidos na resolução de atos motores de modo que nenhum grau de liberdade é eliminado. Esta idéia caracteriza um princípio de abundância do sistema motor antes do que de redundância proposto por BERNSTEIN (1967). Recentemente, uma definição operacional de sinergia tem sido oferecida, pela qual sinergias são vistas como organizações entre elementos de um conjunto (por exemplo, várias articulações covariando entre si) que estabilizam características importantes relacionadas à performance da tarefa (para revisão ver

³ I. M. Gelfand; M. L. Tsetlin ML (1966) On mathematical modeling of the mechanisms of the central nervous system. In: Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML (eds) Models of the structural-Functional Organization of certain Biological Systems. Nauka, Moscow, pp 9-26

LATASH, SCHOLZ & SCHONER, 2002). Esta visão assume que sinergias apresentam (1) relações invariantes entre os elementos do conjunto (DESMURGET, PRABLANC, ROSSETTI, ARZI, PAULIGNAN, URQUIZAR & MIGNOT, 1995; LI, LATASH & ZATSIORSKY, 1998; MACPHERSON, RUSHMER & DUNBAR, 1986; PELZ, HAYHOE & LOEBER, 2001); e (2) compensação de erros, que manifestam por si só, em particular, pelas correlações entre os elementos de tentativa a tentativa assim que variáveis importantes relacionadas ao desempenho da tarefa variam menos do que as variáveis que não influenciam a tarefa (ABBS, GRACCO & COLE, 1984; JARIC & LATASH, 1999; SCHOLZ & SCHONER, 1999). Esta recente definição de sinergia tem sido utilizada no entendimento de sinergias motoras por meio do método de análise da variedade não controlada (“Uncontrolled Manifold”, UCM) em vários estudos (DOMKIN, LACZKO, JARIC, JOHANSSON & LATASH, 2002; KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005; SCHOLZ & SCHONER, 1999; TSENG, SCHOLZ, SCHONER & HOTCHKISS, 2003). Descrição desse método será feita mais à frente.

2.2.1 Sinergias posturais

Uma hipótese aceita na literatura é que a organização do sistema neuromuscular minimiza a quantidade de músculos e de cálculos neurais necessários para a coordenação multiarticular da postura, caracterizando as sinergias posturais (NASHNER & MCCOLLUM, 1985). As sinergias têm sido descritas por uma variedade de modos qualitativamente diferentes em termos cinemáticos (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 2001a;b) de padrões de ativação muscular (NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986) e de forças aplicadas à superfície de suporte (KARLSSON & LANSHAMMAR, 1997; RUNGE, SHUPERT, HORAK & ZAJAC, 1999).

Quando o indivíduo está na postura ereta, é assumido que o seu corpo se move como um pêndulo simples invertido e os músculos que cruzam o eixo principal de rotação, o tornozelo, são capazes de controlar a posição do CM (WINTER et al., 1998). Outras sinergias posturais têm sido amplamente

caracterizadas em respostas automáticas às perturbações externas devido a forças aplicadas inesperadamente na superfície de suporte (HORAK, DIENER & NASHNER, 1989; HORAK, HENRY & SHUMWAY-COOK, 1997) ou por ajustes antecipatórios precedendo a realização de movimentos voluntários (BOUISSET, RICHARDSON & ZATTARA, 2000; CRENNNA & FRIGO, 1991; HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005; PEDOTTI, CRENNNA, DEAT, FRIGO & MASSION, 1989).

As respostas posturais automáticas ou reações compensatórias são caracterizadas pela ativação de um conjunto de músculos em resposta a perturbações (NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Estes padrões de atividade muscular e correspondente características cinemáticas têm sido denominadas de “estratégias posturais”. Em particular, duas estratégias posturais foram consistentes em resposta à perturbações externas aplicadas à superfície de suporte em diferentes velocidades: a “estratégia do tornozelo” e a “estratégia do quadril” (NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986).

Quando uma perturbação externa é aplicada à superfície de suporte de forma lenta, a manutenção do equilíbrio em adultos é garantida pela ativação seqüencial de músculos distais a proximais. Quando uma oscilação para trás é induzida por uma perturbação à frente, a seqüência é caracterizada pela ativação dos músculos da região anterior do corpo. Quando a oscilação para frente é induzida por uma perturbação para trás, os músculos posteriores do corpo são ativados em uma seqüência do tornozelo ao tronco. Tais padrões de atividade muscular e correspondente características cinemáticas caracterizam a “estratégia do tornozelo”. Na estratégia do tornozelo o corpo tende a mover como um pêndulo rígido invertido, com maior amplitude de movimento ocorrendo na articulação do tornozelo (KUO & ZAJAC, 1993; NASHNER, 1981; NASHNER & MCCOLLUM, 1985).

Quando as mesmas perturbações são aplicadas em um indivíduo sobre uma superfície de suporte mais estreita ou são aplicadas muito rapidamente, o corpo tende a mover como um pêndulo duplo invertido (um articulado no quadril e outro no tornozelo), cujos movimentos na articulação do quadril são acompanhados por movimentos excessivos do tronco e cabeça. Nessa estratégia, denominada de “estratégia do quadril”, a ordem de recrutamento dos músculos é invertida para uma

seqüência de ativação proximal-distal na tentativa de reduzir os deslocamentos do CM (BARDY, MARIN, STOFFREGEN & BOOTSMA, 1999; HORAK & MACPHERSON, 1996; NASHNER & MCCOLLUM, 1985; RUNGE et al., 1999).

No entanto, de acordo com NASHNER e MCCOLLUM (1985) na estratégia do tornozelo, os movimentos ocorrem “primariamente” no tornozelo e não exclusivamente nessa articulação. Nesta estratégia, movimentos na articulação do tornozelo são acompanhados por movimentos na articulação do quadril na mesma direção (em fase) enquanto na estratégia do quadril, os movimentos do tornozelo e quadril ocorrem em direções opostas (fora de fase, BARDY et al., 1999). Portanto parece que em nenhum momento há uma estratégia “puramente” do quadril e nem do tornozelo. Elas envolvem movimentos em ambas articulações em menor ou maior grau de envolvimento (BARDY et al., 1999; MARIN, BARDY, BAUMBERGER, FLÜCKIGER & STOFFREGEN, 1999; RUNGE et al., 1999). Em casos extremos, quando uma grande perturbação mecânica é aplicada fazendo com que o CM seja deslocado para fora da base de suporte compreendida pelos pés, nem a estratégia do quadril, nem a do tornozelo consegue manter o corpo em equilíbrio. Assim, uma outra estratégia, chamada de “estratégia do passo”, é utilizada. Neste caso, um passo é dado para manter o alinhamento postural do corpo e a projeção do CM dentro da base de suporte (HORAK, HENRY & SHUMWAY-COOK, 1997).

Desta forma, a escolha por uma sinergia postural eficiente e adequada é dependente dos parâmetros da tarefa (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004; BOUISSET, RICHARDSON & ZATTARA, 2000; BUCHANAN & HORAK, 2001; GATEV, THOMAS, KEPPEL & HALLETT, 1999). Por exemplo, uma resposta postural efetiva e coordenada temporalmente deve ser modulada de acordo com a velocidade e amplitude da perturbação; caso contrário, o indivíduo poderá cair (BUCHANAN & HORAK, 2001; DIENER, HORAK & NASHNER, 1988; HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989; KO, CHALLIS & NEWELL, 2001; RUNGE et al., 1999).

Diferentes sinergias posturais emergiram em função da amplitude, velocidade, frequência e direção das perturbações externas (BUCHANAN & HORAK, 2001; 2003; HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989; KO, CHALLIS & NEWELL, 2001; NASHNER, 1981); do tamanho da base de suporte (GATEV et al., 1999); dos objetivos do controle postural (RUNGE et al., 1999); e da experiência com a

perturbação (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989). Por exemplo, com o aumento da velocidade, a atividade do tornozelo foi acompanhada simultaneamente pela ativação de outros músculos (da articulação do quadril e tronco) para dar estabilidade ao corpo (DIENER, HORAK & NASHNER, 1988; RUNGE et al., 1999).

BUCHANAN e HORAK (2001; 2003) observaram que um aumento da frequência da perturbação na superfície de suporte gerou a adoção de uma nova estratégia (a estratégia do quadril) e, ao contrário, a redução dessa frequência levou a adoção da estratégia do tornozelo. Esta passagem de uma estratégia para outra ocorreu de forma gradual pela supressão de movimento de uma articulação e uso de outra articulação. Isto é, indivíduos continuam a usar a mesma estratégia anterior e gradativamente mudam para uma nova estratégia, mostrando uma mistura de duas estratégias antes de adotar definitivamente um novo padrão de coordenação postural (BUCHANAN & HORAK, 1999; 2003; MARIN et al., 1999; RUNGE et al., 1999).

O uso de diferentes estratégias posturais com os parâmetros da tarefa não é visto somente as perturbações impostas à superfície de suporte. Quando movimentos voluntários são executados durante a postura ereta, ao mesmo tempo que ocorre a ativação de músculos responsáveis pela manutenção da orientação e equilíbrio posturais, ocorre a ativação de músculos dos segmentos responsáveis pelos movimentos voluntários (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004). Por exemplo, movimentos de flexão do tronco são realizados pela ativação dos músculos da região anterior do tronco e simultânea ativação dos músculos da região anterior dos membros inferiores e inibição dos músculos da região posterior. Quando os movimentos do tronco foram feitos lentamente nenhuma alteração na seqüência de ativação dos músculos posturais foi visível além da citada anteriormente (CRENNA & FRIGO, 1991; CRENNA, FRIGO, MASSION & PEDOTTI, 1987). No entanto, CRENNA et al. (1987) observaram que os movimentos do tronco realizados em maiores velocidades apresentavam uma ativação aumentada dos músculos posteriores do tronco e dos músculos estabilizadores da cabeça e do quadril. Segundo estes estudiosos, tal ativação foi necessária para frear o movimento de flexão do tronco e possivelmente dar estabilidade ao corpo.

Grande parte dos estudos sobre as sinergias posturais limitou-se a investigar as respostas à perturbações externas na superfície de suporte (HORAK,

DIENER & NASHNER, 1989; HORAK, HENRY & SHUMWAY-COOK, 1997) ou perturbações internas devido a movimentos voluntários de alguns segmentos isolados do corpo (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004; BOUISSET, RICHARDSON & ZATTARA, 2000). Poucos são os estudos que investigaram os padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários do corpo todo (BARDY et al., 1999; KRISHNAMOORTHY, LATASH, SCHOLZ & ZATSIORSKY, 2004; MARIN et al., 1999). Além disso, perturbações como as utilizadas em muitos estudos e em diferentes paradigmas experimentais podem induzir o uso de padrões de coordenação postural específicos na tentativa de evitar uma queda.

2.2.2 Flexibilidade dos padrões de coordenação postural

Como os padrões de coordenação postural são alterados em função de parâmetros da tarefa foram descritos anteriormente em termos cinemáticos, cinéticos e padrões de ativação muscular. Em estudos recentes, a flexibilidade dos padrões de coordenação postural tem sido investigada por duas técnicas de análise as quais serão apresentadas a seguir. A primeira, Análise de componentes principais (PCA), permite identificar as combinações ou os padrões de coordenação entre as articulações. A segunda, Hipótese da variedade não controlada (“Uncontrolled Manifold”, UCM), permite identificar como a variabilidade dos padrões de coordenação está correlacionada a variáveis importantes da tarefa.

2.2.2.1 Análise de componentes principais (PCA)

As sinergias posturais durante movimentos voluntários têm sido identificadas pelo método de análise de componentes principais (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; ST-ONGE & FELDMAN, 2003). PCA é um método que tem por objetivo a redução de dados a partir de combinações lineares entre as variáveis originais. Se a variabilidade de um conjunto de n variáveis em x observações pode ser explicada por um pequeno número de novas variáveis (chamadas de componentes principais, PCs); então, as variáveis originais

linearmente combinadas podem ser representadas por razões fixas dentro de cada PC. Se os primeiros PCs explicarem grande parte da variância, os demais PCs podem ser ignorados. Cinematicamente, tal análise permite identificar as relações ou padrões de coordenação entre as articulações durante a realização dos movimentos. Por exemplo, se somente o primeiro componente principal (PC1) é suficiente para explicar grande parte da variância articular total, então pode ser assumido que articulações são altamente acopladas em uma única sinergia funcional. Se mais que um PC é necessário para explicar parte da variância articular, então mais que uma sinergia é utilizada para realizar os movimentos.

No estudo de ALEXANDROV, FROLOV e MASSION (1998), PCA foi utilizada para verificar sinergias axiais entre os ângulos do quadril, joelho e tornozelo durante os movimentos do tronco. Os autores observaram que movimentos de flexão e extensão do tronco foram acompanhados com movimentos das pernas em direção oposta. O PC1 foi suficiente para explicar mais que 98 % da variância total indicando um forte controle central da sinergia cinemática. Dentro do PC1, a coordenação entre as articulações foram consistentes entre as condições da tarefa e nenhuma ou pouca variação foi vista quando a amplitude e a velocidade dos movimentos foram alteradas. Dessa forma, os movimentos do tronco foram reduzidos de três para um grau de liberdade com o objetivo de realizar os movimentos do tronco e manter a projeção vertical do CM dentro dos limites da base de suporte. ST-ONGE e FELDMAN (2003) também observaram que duas sinergias (dois componentes principais, PCs) eram suficientes para explicar mais que 95% da variância total durante oito tipos de movimentos do membro inferior. Estes autores também verificaram que uma sinergia básica foi usada para produzir diferentes tipos de movimento a qual seria responsável por manter a projeção do CM dentro da base de suporte. Outras sinergias seriam então responsáveis pelas variações dos movimentos.

Recentemente, PCA tem sido aplicada a uma tarefa relativamente estática, a postura ereta quieta em condições de instabilidade (base de suporte estreita) e com ausência ou não de informações visuais (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005). Durante a postura ereta mais que quatro PCs foram necessários para explicar 90% da variância total quando oito ângulos articulares

foram analisados. Quando somente PCA foi aplicada em somente três ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo), dois PCs foram necessários para explicar 90% da variância. Tal resultado sugere que para a manutenção da postura ereta quieta a interação entre as articulações não é puramente mecânica, ou então apenas um PC seria suficiente para explicar mais que 90% da variância total. Análise similar durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo durante a postura ereta, também revelou que o PC1 foi suficiente para explicar mais que 95% da variância total independente das alterações nos parâmetros da tarefa (FREITAS, DUARTE & LATASH, submetido à publicação). Grande porcentagem da variância explicada pelo PC1 também tem sido observada para movimentos realizados por populações apresentando déficits motores (Pacientes com acidente vascular cerebral e Portadores do mal de Parkinson), embora diferentes padrões de acoplamento entre as articulações tenham sido observados (ALEXANDROV et al., 1998; REISMAN & SCHOLZ, 2003).

2.2.2.2 Hipótese da variedade não controlada (UCM)

A hipótese da variedade não controlada (em inglês, “uncontrolled manifold hypothesis”, também denominada de hipótese do UCM no presente texto) é fundamentada na idéia de que sinergias são organizações entre elementos de um conjunto que estabilizam características importantes relacionadas ao desempenho da tarefa. Tal abordagem permite verificar quão flexíveis são os padrões de coordenação utilizados para estabilizar variáveis importantes relacionadas ao desempenho da tarefa. Essa hipótese relaciona o controle de um sistema composto por vários elementos à estrutura da variabilidade de seus componentes individuais, permitindo entender como muitos graus de liberdade são organizados para alcançar um objetivo desejado.

Dessa forma, o SNC gera diferentes combinações entre os elementos individuais de um sistema (tal como ângulos articulares) de modo que a estabilidade de variáveis importantes da tarefa (por exemplo, a posição do CM) seja mantida. O SNC seleciona um subespaço dentro do espaço desses elementos tal que, dentro deste subespaço, o valor desejado de uma variável importante da tarefa é mantido

constante. O subespaço é o espaço da variedade não controlada (“Uncontrolled Manifold”) que será referido como UCM. Após ter selecionado o UCM, o SNC seletivamente restringe a variabilidade dos elementos fora do UCM (que afetaria a variável selecionada), mas não dentro do UCM (que não afetaria a variável selecionada).

A hipótese do UCM tem sido utilizada em diversos movimentos analisados em termos cinemáticos como movimentos de levantar e sentar (SCHOLZ & SCHONER, 1999; SCHOLZ, REISMAN & SCHONER, 2001); movimentos de apontar (TSENG et al., 2003), em tarefa bimanual (DOMKIN et al., 2002), durante a postura ereta quieta (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005), e durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo (FREITAS, DUARTE & LATASH, submetido à publicação).

Na maioria destes estudos a variabilidade das configurações das articulações entre várias tentativas foi observada em diferentes intervalos de tempo. Essa variabilidade foi decomposta em dois componentes: a variabilidade que não afeta a variável da tarefa selecionada (paralela ao UCM, V_{UCM}) e a variabilidade que afeta a variável da tarefa (ortogonal ao UCM, V_{ORT}). Se a razão entre estes dois componentes ($R_v = V_{UCM}/V_{ORT}$) for maior que uma unidade, a hipótese de estabilização de variáveis importantes relacionadas a tarefa é confirmada. Para movimentos envolvendo controle da postura ereta, a estabilização da posição do CM, como uma variável importante para essa tarefa, foi observada (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005).

Recentemente a análise do UCM tem sido utilizada para investigar padrões de coordenação articular durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo (FREITAS, DUARTE & LATASH, submetido à publicação). Neste estudo, vários parâmetros da tarefa foram alterados utilizando o paradigma da relação entre velocidade e acurácia: amplitude dos movimentos, aumento da dificuldade da tarefa e tipo de informação fornecida como feedback visual. Os movimentos consistiam em movimentos cíclicos e a análise do UCM foi realizada entre os ciclos. Duas variáveis relacionadas à tarefa foram consideradas ser estabilizadas durante os movimentos: a orientação do tronco e a posição do CM. As análises do UCM indicaram que a variabilidade no espaço das articulações foi restrita a uma única direção compatível

com a estabilização das duas variáveis selecionadas. Tal resultado foi observado independente dos parâmetros da tarefa (amplitude, acurácia e feedback visual). No entanto, alterações nos dois componentes de variância foram observadas: ambos V_{UCM} e V_{ORT} foram menores para a menor amplitude de movimento e diminuíram com o aumento da dificuldade da tarefa (alvos menores). Estes resultados são similares aos observados durante movimentos de apontar que apresentaram redução da variância articular com o aumento da dificuldade da tarefa (TSENG et al., 2003).

Embora tenha sido observada modulação nos componentes da variância, a estrutura da variabilidade (R_v) permaneceu constante entre os diferentes parâmetros da tarefa. Análise de PCs também indicou que apenas um PC representava grande parte da variância. Estes dois resultados indicam que as sinergias utilizadas durante movimentos voluntários possuem dois objetivos: o primeiro está relacionado com a manutenção da estabilidade do fluxo das informações sensoriais (estabilização da orientação do tronco) e o segundo está relacionado às restrições mecânicas devido à postura ereta (estabilização da posição do CM).

2.3 Controle postural em idosos

Desequilíbrio e quedas são comuns em pessoas idosas e as causas primárias de morte acidental em idosos com idade superior a 85 anos (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989; LEE, WONG & TANG, 1996; PANZER, BANDINELLI & HALLETT, 1995). Desta forma, o crescente aumento da proporção de idosos na população em geral e o alto índice de quedas nesta população têm despertado o interesse no entendimento dos mecanismos de controle postural com o avanço da idade.

Em geral, estudos sobre controle postural em idosos durante a postura ereta têm observado um aumento na oscilação corporal (geralmente investigado pela variabilidade do CP) quando na postura ereta quieta (COLLEDGE, CANTLEY, PEASTON, BRASH, LEWIS & WILSON, 1994; COLLINS, DE LUCA, BURROWS & LIPSITZ, 1995; HAY, BARD, FLEURY & TEASDALE, 1996; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG & MEEUWSEN, 1991). Tais características têm sido

atribuídas a uma diminuição na capacidade do sistema de controle postural em função do processo natural de envelhecimento humano. No entanto, o efeito da idade, por si só, sobre o controle postural é mínimo (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989). Vários estudos têm sugerido que a diminuição na capacidade do sistema de controle postural é devido ao avanço da idade associado a uma série de alterações neurológicas, fisiológicas, musculares e esqueléticas (LAUGHTON, SLAVIN, KATDARE, NOLAN, BEAN, KERRIGAN, PHILLIPS, LIPSITZ & COLLINS, 2003; LORD, SHERRINGTON & MENZ, 2001; WOLFSON, WHIPPLE, DERBY, AMERMAN, MURPHY, TOBIN & NASHNER, 1992).

A diminuição na eficiência de qualquer um dos sistemas sensoriais (visual, somatossensorial e vestibular) com o avanço da idade (HURLEY, REES & NEWHAN, 1998; KAPLAN, NIXON, REITZ, RINDFLEISH & TUCKER, 1985; LORD, SHERRINGTON & MENZ, 2001) também poderia reduzir a redundância da informação sensorial normalmente apresentada por indivíduos adultos. Associada com uma incapacidade para selecionar informações sensoriais relevantes (FREITAS JUNIOR & BARELA, 2005; PRIOLI, FREITAS JUNIOR & BARELA, 2005), a diminuição na eficiência dos sistemas sensoriais poderia ser responsável pelo aumento na oscilação corporal e desequilíbrios em idosos (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003; COLLINS et al., 1995; MANCHESTER et al., 1989; MCCLENAGHAN, WILLIAMS, DICKERSON, DOWDA, THOMBS & ELEAZER, 1996; PANZER, BANDINELLI & HALLETT, 1995; SPEERS, KUO & HORAK, 2002; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986).

Alterações no controle postural também têm sido observadas pela geração de diferentes respostas motoras as quais têm sido atribuídas, em geral, a uma diminuição na capacidade de geração de força com o avanço da idade. Por exemplo, idosos apresentam padrões de coordenação postural caracterizados por maior amplitude de movimento no quadril e maior quantidade de atividade muscular dos músculos do tronco durante a manutenção da postura ereta quieta (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003). Segundo AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI (2003) estas alterações estariam associadas a uma diminuição na capacidade dos músculos do tornozelo em gerar torque necessário para manter o corpo na postura ereta.

Desta forma, a incapacidade em qualquer um dos sistemas que compõem o controle postural pode levar a declínios no sistema de controle postural. Em particular, devido a instabilidade do corpo (alta posição do CM e estreita base de suporte delimitada pelos pés), as alterações na capacidade para selecionar uma resposta motora adequada e executar a resposta de forma rápida e precisa podem comprometer o equilíbrio do corpo e, conseqüentemente, levar a quedas. Em geral, as quedas ocorrem durante atividades da vida diária, tais como descer uma escada, virar-se rapidamente ou levantar-se de uma cadeira (DUNCAN, WEINER, CHANDLER & STUDENSKI, 1990) e podem estar associadas a maiores alterações nas respostas motoras do sistema de controle postural durante situações de instabilidade.

Nas atividades da vida diária, a ação coordenada de diferentes articulações e a ativação de diferentes grupos musculares, caracterizando os padrões de coordenação postural, são necessárias para manutenção do equilíbrio do corpo. O avanço da idade é acompanhado por alterações na organização temporal dos padrões coordenação postural (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Por exemplo, tem sido observado que idosos apresentam uma alteração temporal na ordem de ativação muscular necessária para manter o equilíbrio do corpo quando uma perturbação é imposta à superfície de suporte. Em geral, indivíduos adultos usam uma seqüência temporal de ativação da musculatura de distal a proximal (estratégia do tornozelo) enquanto os idosos usam, preferencialmente, uma seqüência de proximal a distal (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). O uso de uma reversão na ordem de recrutamento poderia representar o uso de uma estratégia diferente (talvez a estratégia do quadril) e tem sido associado a uma diminuição no uso de informações somatossensoriais provenientes da região mais distal dos membros inferiores bem como uma diminuição da força muscular nesses segmentos (MANCHESTER et al., 1989; PANZER, BANDINELLI & HALLETT, 1995; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Os idosos também apresentaram ativação muscular não usual, como a ativação aumentada dos músculos extensores do pescoço, os quais são considerados necessários para compensar movimentos do tronco e talvez, estabilizar

a cabeça e a orientação visual (MANCHESTER et al., 1989; NAKAMURA, TSUCHIDA & MANO, 2001).

Os idosos apresentaram respostas com um atraso temporal de aproximadamente 50%, principalmente no músculo da região anterior da articulação do tornozelo (tibial anterior) em resposta à perturbações externas (LIN & WOOLLACOTT, 2002; NAKAMURA, TSUCHIDA & MANO, 2001; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA & KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986) e durante execução de movimentos voluntários (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005; INGLIN & WOOLLACOTT, 1988). Uma explicação para o aumento na latência do tibial anterior poderia ser a perda de força muscular deste músculo com o avanço da idade. Em geral, uma redução de aproximadamente 30% da força muscular dos 30 aos 70 anos de idade é caracterizada pela diminuição no tamanho e número de fibras musculares e, conseqüente perda de massa muscular (BACKMAN, JOHANSSON, HAGER, SJOBLUM & HENRIKSSON, 1995). Um mecanismo compensatório a essa diminuição de força na articulação do tornozelo pode ter levado a presença de torque aumentado no quadril (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005). Uma outra característica apresentada pelos idosos foi a coativação de músculos agonistas e antagonistas em resposta às perturbações aplicadas na superfície de suporte (LAUGHTON et al., 2003; OKADA et al., 2001). De acordo com OKADA et al. (2001), essa coativação reduziu a quantidade de movimento e o número de graus de liberdade que eles precisavam controlar para manter o equilíbrio. Por outro lado, tal ativação muscular mais generalizada pode ser devido a falta de confiança em seu equilíbrio, o medo de sofrer uma queda ou alterações no uso das informações somatossensoriais.

As características dos padrões de coordenação citados anteriormente foram também observadas em ajustes posturais antecipatórios quando movimentos voluntários foram executados, tais como reversão na seqüência de ativação e aumento da latência de ativação muscular. INGLIN e WOOLLACOTT (1988) verificaram que o atraso na resposta postural foi o responsável pelo atraso no início dos movimentos voluntários resultando em movimentos mais lentos nos idosos. No entanto, WOOLLACOTT e MANCHESTER (1993) não observaram diferenças na velocidade de execução dos movimentos voluntários entre adultos e idosos, apesar

de ter sido observado um aumento na latência, uma inversão na ordem de recrutamento muscular e, ao contrário de INGLIN e WOOLLACOTT (1988) um atraso no início dos movimentos posturais foi acompanhado por uma ativação quase simultânea dos músculos responsáveis pelos movimentos voluntários.

Apesar das alterações nas sinergias posturais em idosos, foi observado que esses indivíduos são capazes de se adaptarem adequadamente as perturbações impostas ao sistema assim como os adultos (LIN & WOOLLACOTT, 2002; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). Em adição, após sessões de treinamento, os idosos também apresentaram melhoras nas respostas às perturbações com uma redução no número total de quedas (WU, 1997). Dessa forma, embora os idosos tenham apresentado diferentes estratégias posturais, eles foram capazes, em geral, de se adaptarem aos parâmetros das perturbações. Se os idosos voluntariamente adotam diferentes padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo ainda é uma questão a ser respondida.

Muitos estudos têm investigando o controle voluntário em diferentes condições de manutenção da postura ereta utilizando “feedback” (retroalimentação) visual do CP (HAMMAN, MEKJAVIC, MALLINSON & LONGRIDGE, 1992; LEE, WONG & TANG, 1996; NICHOLS, 1997; USTINOVA, IOFFE & CHERNIKOVA, 2003; WALKER, BROUWER & CULHAM, 2000; WU, 1997). USTINOVA, IOFFE e CHERNIKOVA (2003) utilizando feedback do CP verificaram que para uma tarefa envolvendo um controle acurado do CP, os idosos selecionaram estratégias posturais diferentes. No entanto, os idosos foram capazes de selecionar outras estratégias posturais quando submetidos ao treinamento em tarefas envolvendo feedback do CP. Deste modo, a escolha por diferentes estratégias posturais pode ser uma solução encontrada pelo SNC para minimizar as perturbações do CM e executar as tarefas com maior acurácia. Por exemplo, durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo, os idosos apresentaram menor deslocamento voluntário do CP e precisaram de um tempo maior para alcançar os limites máximos do deslocamento do CP quando comparados aos adultos (BLASZCZYK, LOWE & HANSEN, 1994). Se esta relação de troca entre a velocidade de execução dos movimentos voluntários e acurácia no controle da posição do CP (e,

conseqüentemente, CM) está relacionada à adoção de diferentes padrões de coordenação postural utilizados durante movimentos voluntários do corpo todo ainda é uma questão a ser respondida.

2.4 Relação entre velocidade e acurácia na execução dos movimentos voluntários

Estudos sobre a relação entre velocidade e acurácia na execução de movimentos voluntários têm sido realizados há mais de um século. Segundo SCHMIDT & LEE (1999), Woodworth em 1899 foi quem primeiro observou que a relação entre a duração do movimento, amplitude e velocidade determinariam a acurácia da tarefa. No entanto, somente em 1954 foi proposta uma relação formal entre a velocidade e a acurácia na execução dos movimentos. Essa relação foi estabelecida por FITTS (1954) em seu estudo sobre movimentos espacialmente restritos, em que o sujeito moveu o membro superior continuamente, o mais rápido e acurado possível, entre dois alvos dispostos em amplitudes (A) e larguras (L) diferentes; enquanto o tempo de movimento (TM) era medido.

FITTS (1954) verificou uma relação inversa entre o TM e a dificuldade da tarefa determinada pela combinação entre A e L e definida pelo índice de dificuldade (ID) através da equação (1)

$$ID = \log_2 \left(\frac{2A}{L} \right) \quad (1)$$

onde A é a amplitude entre os alvos e L é a largura dos alvos. Isto implica que quanto mais alto o ID, mais difícil era a tarefa e mais tempo era necessário para realizá-la. Desta forma, quanto menor a largura do alvo ou maior a amplitude, menor será a velocidade do movimento para que a acurácia seja mantida. Surge então um compromisso entre a velocidade e a acurácia, cuja relação linear foi estabelecida pela equação (2)

$$TM = a + b * \log_2 \left(\frac{2A}{L} \right) \quad (2)$$

onde A representa a amplitude do movimento, L representa a largura do alvo e a e b são constantes determinadas empiricamente em função da reta ajustada

dos dados. Nesse caso, a refere-se ao intercepto, ou seja, o valor do TM onde a reta cruza o eixo do TM e b é a inclinação da reta e refere-se ao aumento adicional no TM em função do aumento na dificuldade da tarefa. Esta relação formal entre TM e dificuldade da tarefa foi considerada como Lei de Fitts ou Paradigma de Fitts o qual prediz que o TM permaneceria constante se a razão entre A e L fosse constante.

Vários estudos têm sido feitos na tentativa de confirmar, totalmente ou parcialmente, a validade desta Lei. Movimentos discretos (FITTS & PETERSON, 1964) e/ou contínuos (FITTS, 1954) realizados com vários segmentos corporais (pés, mãos e tronco) utilizando ou não controle de feedback visual foram investigados para diferentes grupos de sujeitos (KIM, PARNIANPOUR & MARRAS, 1996; WELFORD, NORRIS & SHOCK, 1969; YAN, THOMAS & STELMACH, 1998; YORK & BIEDERMAN, 1990). Nem todos os experimentos citados suportaram a Lei de Fitts pois alguns encontraram violações dessa lei e novas formulações e explicações foram dadas (para uma revisão ver PLAMONDON & ALIM, 1997). WELFORD, NORRIS e SHOCK (1969), por exemplo, sugeriram que a equação do TM deveria ser separada para amplitude e largura do alvo, pois apenas metade da amplitude disponível (principalmente na região mais central) era utilizada pelos sujeitos para realizar a tarefa. Estes autores verificaram uma relação diferente entre velocidade e acurácia com o avanço da idade, ou seja, o efeito da dificuldade da tarefa sobre o TM foi maior para os idosos do que para os adultos (WELFORD, NORRIS & SHOCK, 1969). Dos 20 aos 40 anos foi observada uma melhora na performance dos indivíduos para executar a tarefa de movimentos cíclicos de um alvo a outro. Após os 40 anos observou-se um declínio progressivo dessa performance observado pelo aumento da inclinação da reta de ajuste dos tempos de movimento versus os índices de dificuldade. Lentidão nos movimentos também foi observada em outros estudos (YAN, THOMAS & STELMACH, 1998; YORK & BIEDERMAN, 1990). Uma explicação é que os idosos sacrificam a velocidade dos movimentos em função da acurácia da tarefa e, portanto, um pequeno aumento na dificuldade da tarefa já é suficiente para os idosos aumentarem consideravelmente o TM. No entanto todos os estudos referem-se a movimentos executados apenas com o membro superior.

2.4.1 Relação entre velocidade e acurácia durante movimentos voluntários do corpo todo

Recentemente, a relação entre velocidade e acurácia tem sido investigada durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999;2005; DUARTE & FREITAS, 2005; FREITAS, DUARTE & LATASH, submetido à publicação). Nestes estudos, os movimentos realizados com o corpo todo de um alvo a outro utilizando feedback do CP apresentaram uma violação da Lei de Fitts. Embora o TM tenha aumentado linearmente com o aumento do ID, este aumento foi diferente para cada amplitude de movimento. Isto é, a inclinação da linha de regressão da relação TM e ID aumentou com a diminuição da amplitude. Tal resultado contradiz a Lei de Fitts, de que se a relação entre a amplitude e largura dos alvos (no caso, ID) é constante, o mesmo TM seria necessário para executar a tarefa. De acordo com DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) essa violação demonstra que a performance na execução dos movimentos não depende apenas da relação A/L. Além disso, essa violação pode ter ocorrido devido a grande variabilidade do sistema de controle postural, principalmente para tarefas mais difíceis, ou seja, tarefas de pequenas amplitudes e maiores IDs. Assim DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) concluíram que a Lei de Fitts não se aplica para movimentos executados com o corpo todo devido à variabilidade inerente do sistema de controle postural ser muito maior do que a variabilidade observada durante os movimentos da mão e tronco.

A manutenção da postura ereta é caracterizada por uma oscilação corporal considerada uma fonte de variabilidade inerente da própria postura que somada a variabilidade dos movimentos aumenta a dificuldade da tarefa. Em concordância com as hipóteses de DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999), DUARTE e FREITAS (2005) sugeriram que a oscilação corporal interferiu com a tarefa e alterou o tamanho dos alvos, principalmente para tarefas de amplitudes menores. O efeito da variabilidade sobre os movimentos voluntários pode ser observado utilizando a relação entre a largura efetiva do alvo e velocidade dos movimentos (SCHMIDT, ZELAZNIK, HAWKINS, FRANK & QUINN JUNIOR, 1979). A largura efetiva do alvo como uma medida de acurácia é definida pela variabilidade

nos alvos (dispersão dos pontos no final do movimento). A velocidade dos movimentos é definida como a razão entre a amplitude efetiva e o tempo gasto para execução dos movimentos. DUARTE e FREITAS (2005) observaram que o aumento na variabilidade nos alvos (largura efetiva) foi proporcional ao aumento da velocidade dos movimentos e portanto, tal variabilidade pode ter sido responsável pela violação da Lei de Fitts.

Sendo assim seria esperado que indivíduos com maior oscilação corporal como os idosos, seriam ainda mais afetados pelo aumento da dificuldade da tarefa principalmente quando executando movimentos de amplitudes menores. No entanto, WIECZOREK (2003) observou que os idosos apresentaram dificuldade em atender os parâmetros da tarefa (redução dos alvos) a qual poderia estar relacionada a menor capacidade do controle postural. Deste modo, uma questão que pode ser levantada é se esta menor capacidade do controle postural estaria relacionada à seleção de padrões de coordenação postural inadequados e a ausência de transição destes padrões com a imposição de acurácia aos movimentos voluntários envolvendo o corpo todo.

3 OBJETIVOS

O presente estudo teve como objetivos gerais identificar os padrões de coordenação postural em adultos e idosos durante a execução dos movimentos voluntários do corpo todo na postura ereta e verificar como restrições de acurácia interferem na seleção destes padrões.

Para alcançar estes objetivos, adultos e idosos foram submetidos a três experimentos que serão descritos a seguir. Estes experimentos tiveram como objetivos específicos:

Experimento 1: Padrões de coordenação postural sem restrição aos movimentos voluntários do corpo todo

- Analisar os padrões de coordenação postural utilizados por adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta quieta e durante movimentos voluntários do corpo todo sem qualquer restrição;

- Verificar o desempenho (tempo de movimento e variabilidade do CP) de adultos e idosos durante movimentos voluntários do corpo todo sem qualquer restrição;
- Verificar se diferentes padrões de coordenação postural utilizados por adultos e idosos emergem em função da amplitude dos movimentos voluntários.

Experimento 2: Padrões de coordenação postural durante restrição espacial: efeito da amplitude e largura dos alvos

- Analisar os padrões de coordenação postural de adultos e idosos quando restrição espacial é imposta aos movimentos voluntários do corpo todo;
- Verificar o desempenho (tempo de movimento, acurácia e variabilidade do CP) de adultos e idosos quando restrição espacial é imposta aos movimentos voluntários do corpo todo;
- Verificar a flexibilidade dos padrões de coordenação postural de adultos e idosos em função da restrição espacial imposta aos movimentos voluntários do corpo todo.

Experimento 3: Padrões de coordenação postural durante restrição temporal: efeito da frequência do movimento

- Analisar os padrões de coordenação postural de adultos e idosos quando restrição temporal é imposta aos movimentos voluntários do corpo todo;
- Verificar o desempenho (tempo de movimento, frequência e variabilidade do CP) de adultos e idosos quando restrição temporal é imposta aos movimentos voluntários do corpo todo;
- Verificar a flexibilidade dos padrões de coordenação postural de adultos e idosos em função da restrição temporal imposta aos movimentos voluntários do corpo todo.

4 EXPERIMENTO 1: PADRÕES DE COORDENAÇÃO POSTURAL SEM RESTRIÇÃO AOS MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS DO CORPO TODO

Muitos estudos têm descrito que os padrões de coordenação postural de idosos quando submetidos a perturbações externas inesperadas e/ou geradas durante a execução de movimentos voluntários de poucos segmentos corporais são caracterizados principalmente por movimentos no quadril (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003; HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005; INGLIN & WOOLLACOTT, 1988; LIN & WOOLLACOTT, 2002; OKADA et al., 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986). AMIRIDIS, HATZITAKI e ARABATZI (2003) também verificaram que idosos apresentam dependência aumentada sobre os músculos do quadril para manter a postura ereta quieta em situações de instabilidade. Se padrões de coordenação postural durante a execução de movimentos voluntários do corpo todo são diferentes entre adultos e idosos ainda é uma questão a ser respondida.

O objetivo do presente experimento foi verificar os padrões de coordenação postural em adultos e idosos durante a postura ereta quieta e durante a realização de movimentos voluntários envolvendo o corpo todo. Neste experimento nenhuma restrição foi imposta aos movimentos, a não ser a instrução para realizarem os movimentos “o mais rápido possível” em duas amplitudes auto-selecionadas levando a posição do CP (demonstrada no monitor como feedback visual) o mais longe possível e o mais próximo possível da posição neutra (determinada pela posição média do CP durante a postura ereta quieta). Para o presente estudo, as seguintes questões foram formuladas:

Os idosos utilizam diferentes padrões de coordenação postural durante manutenção da postura ereta?

Os idosos adotam diferentes padrões de coordenação postural durante a realização de movimentos com o corpo todo?

São os padrões relacionados a uma redução no desempenho das tarefas (tempo de movimento e variabilidade do CP)?

Diferentes padrões de coordenação postural emergem em função da amplitude de movimento?

4.1 Método

4.1.1 Participantes

Participaram do estudo 10 idosos freqüentadores dos programas de atividade física da Escola de Educação Física e Esporte da USP (EEFEUSP) e do Centro de Prática Esportiva da USP (CEPEUSP) com idade superior a 60 anos (grupo IDOSO, idade média de 65 ± 3 anos, massa corporal média de 65 ± 13 kg e estatura média de 165 ± 8 cm). Um grupo controle formado por 10 adultos saudáveis, com idade entre 20 e 33 anos, passou pelo mesmo processo de avaliação e foi pareado em altura com o grupo de idosos (grupo ADULTO, idade média de 25 ± 4 anos, massa corporal média de 60 ± 10 kg e estatura média de 165 ± 9 cm). O questionário de avaliação global elaborado especificamente para esse estudo (anamnese clínica, hábitos comuns e histórico de quedas) permitiu conhecer melhor a amostra utilizada no estudo (Anexo I). Os participantes do estudo relataram não apresentar nenhuma desordem músculo-esquelética nos membros inferiores; problemas cardiovasculares graves; déficits vestibulares, sensoriais, motores ou cerebelares, déficits visuais maiores e depressão entre outras. Os participantes também responderam a um questionário relacionado à atividade física habitual. Para o grupo ADULTO utilizou-se o questionário de atividade física Baecke (BAECKE, BUREMA & FRIJTERS, 1982; ANEXO II) e para o grupo IDOSO, o questionário de atividade física Baecke modificado para idosos (VOORRIPS, RAVELLI, DONGELMANS, DEURENBERG & VAN STAVEREN, 1991; ANEXO III). A participação dos sujeitos no estudo foi voluntária e, antes do início do experimento, cada participante assinou o Termo de Consentimento pós-informação para participação da pesquisa (ANEXO IV) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

4.1.2 Protocolo Experimental

4.1.2.1 Equipamentos

Os aparatos para aquisição dos dados foram totalmente não-invasivos e envolveram nenhum risco à integridade física e mental dos participantes além daqueles encontrados nas atividades normais da vida diária.

Durante o experimento, os participantes permaneceram em uma posição confortável sobre uma plataforma de força (OR6-5, AMTI, Inc.) com os pés afastados aproximadamente na largura dos ombros e mãos cruzadas na frente do corpo durante todo o tempo (FIGURA 1). A posição dos pés foi marcada e reproduzida entre as tentativas. Os participantes permaneceram de frente para um monitor localizado aproximadamente um metro a frente e na altura dos olhos. A posição instatânea do Centro de Pressão (CP) foi apresentada no monitor durante a realização das tarefas.



FIGURA 1 - Posição do participante e posicionamento das marcas para o experimento.

A plataforma de força foi usada para registrar os três componentes de força (F_x , F_y , e F_z) e três componentes de momento (M_x , M_y e M_z); sendo x, y, e z as

direções ântero-posterior, médio-lateral, e vertical, respectivamente. Estes componentes de forças e momentos foram usados para calcular a localização do CP na direção ântero-posterior como $CP = (M_y)/F_z$.

Para o registro dos dados eletromiográficos (EMGs) foi utilizado um eletromiógrafo por telemetria (NORAXON Telemetry 8 canais), composto por eletrodos diferenciais simples e passivos, ganho total de 1000 vezes e filtro passa banda de 16-500 Hz. Eletrodos de superfície permanentes com 1,2 cm de diâmetro e distanciados 2,4 cm de centro a centro foram utilizados. Antes do posicionamento dos eletrodos, o local onde os eletrodos seriam posicionados foi preparado (remoção de pelos e limpeza com álcool). Um gel condutor também foi aplicado aos eletrodos antes do posicionamento dos mesmos. Os eletrodos foram posicionados no ventre muscular dos seguintes pares de músculos (um da região anterior e outro da região posterior dos segmentos do tronco, coxa e perna): reto do abdome (RA) e eretor da espinha (ES); vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) e tibial anterior (TA); e gastrocnêmio cabeça medial (GM). O eletrodo de referência foi posicionado na região das primeiras vértebras torácicas. Os eletrodos foram conectados a uma caixa transmissora de sinais e os sinais foram enviados por telemetria para o eletromiógrafo conectado a um computador. Os dados EMGs foram adquiridos a uma frequência de 1000 Hz. Antes do início das tarefas foi registrada a Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI) para cada músculo.

Os registros dos dados cinemáticos foram feitos com uma câmera de vídeo (Qualysis Proreflex240) que funciona por infravermelho e têm princípio passivo de reconhecimento das marcas refletoras. Marcas passivas foram fixadas com fita adesiva no centro da articulação temporomandibular, ramo da mandíbula, acrômio da escápula, projeção lateral da posição da sexta vértebra torácica, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral, crista ilíaca e na tuberosidade do quinto metatarso e do calcâneo do lado direito do sujeito (FIGURA 1). Uma marca também foi posicionada na plataforma de força para auxiliar na calibração da câmera. Os movimentos destas marcas no plano sagital foram registrados a uma frequência de 100 Hz.

O experimento foi controlado por um programa escrito em LabView 6.1 (National Instruments). Dois computadores foram utilizados para aquisição dos

dados, sendo um para aquisição dos dados da plataforma de força e eletromiográficos e o outro para os dados cinemáticos. Os registros cinéticos e EMGs foram adquiridos em uma frequência de 1000 Hz por meio do programa escrito em LabView 6.1 (National Instruments Corp.). Um sinal foi enviado por este programa para habilitar a aquisição dos dados cinemáticos, permitindo a sincronização na aquisição dos mesmos. Os registros das forças e momentos obtidos da plataforma de força foram amplificados com um ganho de 40 mil vezes (com exceção do momento na direção médio-lateral cujo ganho foi de 20 mil vezes) e filtrado por um filtro analógico Butterworth a uma frequência de 30 Hz. Os dados foram digitalizados em uma frequência de 100 Hz com uma resolução de 16 Bits por uma placa A/D (PCI 6431, National Instruments Corp.).

4.1.2.2 Procedimentos

Cada participante realizou três tarefas: Postura Ereta Quieta (PEQ), Deslocamento Voluntário Máximo (DMX) e Deslocamento Voluntário Mínimo (DMN). Todos os participantes realizaram as tarefas nessa ordem (PEQ-DMX-DMN). Em todas as tarefas a posição instantânea do CP foi apresentada no monitor como um círculo amarelo em um fundo preto. Na tarefa PEQ, o participante permaneceu em pé, o mais parado possível, em uma posição confortável por 45 s enquanto fixava o olhar num círculo amarelo estacionário (posição média do CP) demonstrado no monitor. Nas tarefas DMX e DMN, o participante foi solicitado a mover o corpo o mais rápido possível em duas amplitudes auto-selecionadas: amplitude máxima (DMX) e amplitude mínima (DMN). Durante a execução dessas tarefas, a posição do CP (representado por um círculo amarelo) e uma linha vermelha passando sobre a posição de referência (posição média do CP) determinada na tarefa PEQ foram demonstradas no monitor. O deslocamento do CP na direção anterior (posterior) produziu movimento do cursor para cima (baixo) da linha vermelha. Cada participante executou uma tentativa de 45 segundos em cada tarefa. Os intervalos entre as tarefas foram de 60 s. Fadiga nunca foi reportada pelos participantes.

4.1.2.3 Processamento dos dados

Todas as análises foram executadas usando o software Matlab 6.5. Os primeiros 15 s dos 45 s das tarefas foram considerados como um período de adaptação e foram descartados da série temporal do CP, ângulos articulares e registros EMG após o processo de filtragem. Os dados da plataforma de força foram filtrados com um filtro passa-baixa Butterworth de 4^a. ordem e 5 Hz. Para a tarefa PEQ, foram calculadas quatro variáveis relacionadas ao deslocamento do CP: amplitude e velocidade do CP na direção ântero-posterior e área e trajetória englobando as direções ântero-posterior e médio lateral dos deslocamentos do CP. A amplitude do CP foi calculada como a diferença entre a posição máxima e mínima do CP para a direção ântero-posterior. A velocidade do CP foi calculada pela trajetória do CP na direção ântero-posterior dividida por 30 s. A área do CP foi calculada por meio do método estatístico de análise de componentes principais. Uma elipse englobando 95% dos dados do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral foi determinada, sendo que os dois eixos desta elipse foram calculados a partir das medidas de dispersão dos dados do CP. A trajetória do CP foi calculada pelo deslocamento total do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral.

Para as tarefas envolvendo movimentos voluntários (DMX e DMN) somente os deslocamentos do CP na direção ântero-posterior foram analisados. Picos e vales foram detectados na série temporal do CP para cada tarefa. Dois vales consecutivos definiram um ciclo dos deslocamentos do CP (FIGURA 2). Todas as variáveis (cinemáticas, EMGs e relacionadas ao CP) foram calculadas para cada ciclo usando os instantes em que ocorreram dois vales consecutivos detectados na série temporal do CP. A mediana entre os ciclos de todas as variáveis foi calculada para cada tarefa.

Para estas tarefas foram calculadas as seguintes variáveis: tempo de movimento, amplitude efetiva, largura e índice de dificuldade efetivo. O tempo de movimento (TM) foi computado como o tempo de duração de cada meio ciclo: o tempo entre um vale e o próximo pico (movimentos para frente) e entre um pico e o próximo vale (movimentos para trás). A amplitude efetiva (A_e) foi estimada como o deslocamento do CP em cada ciclo. A variabilidade na amplitude efetiva foi

considerada como a largura efetiva (L_e), calculada como quatro vezes o desvio padrão da amplitude efetiva [$L_e = 4 \cdot D.P.(A_e)$]. O índice de dificuldade efetivo (ID_e) foi calculado como $ID_e = \log_2(2A_e/L_e)$, onde A_e é a amplitude efetiva do alvo e L_e é a largura efetiva do alvo para cada ciclo. A mediana entre ciclos foi obtida para cada variável.

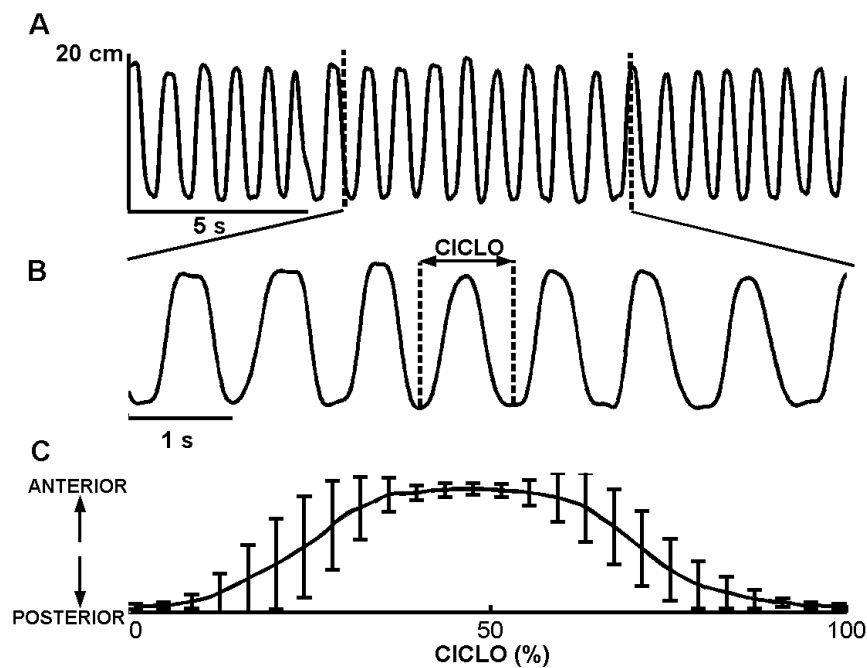


FIGURA 2 – Processamento dos dados referentes ao deslocamento do CP nas tarefas DMX e DMN. EM A, dados representativos da série temporal do CP na direção ântero-posterior (apenas os 20 primeiros segundos são apresentados). Em B, um intervalo de sete segundos da serie temporal apresentada em A ilustrando como um ciclo foi definido na série temporal do CP. A mediana entre os ciclos e o erro padrão da série temporal do CP são apresentados em C. Deslocamento do CP é dado em centímetros.

Os dados EMG dos músculos do tronco (reto do abdome e eretor da espinha) foram filtrados por um filtro Butterworth passa-banda de 40 a 400 Hz. Esta frequência de corte foi utilizada para os músculos do tronco para remover o sinal relacionado aos batimentos cardíacos. Os dados EMG dos músculos da coxa (vasto lateral e bíceps femoral) e da perna (tibial anterior e gastrocnêmio cabeça medial) foram filtrados por um filtro Butterworth passa-banda de 20 a 400 Hz. Em seguida,

todos os dados EMG foram retificados por onda completa e suavizados por um filtro Butterworth passa-baixa de 4ª ordem e frequência de 5 Hz e normalizados pelo valor máximo obtido durante a contração voluntária máxima isométrica (CVMI) de cada músculo. Os registros EMGs foram utilizados para verificar os padrões de ativação muscular e para calcular as variáveis relacionadas a coativação muscular. Todas as variáveis foram calculadas em função dos dados normalizados pela CVMI. Para a área de atividade EMG de cada músculo, foi calculada a atividade EMG integrada de cada músculo durante os 30 s (para a tarefa PEQ) e para cada ciclo (para as tarefas DMX e DMN), dividida pelo período total (30 s e duração total do ciclo) e representada em porcentagem da CVMI. O cálculo dos índices de coativação muscular (IC) foi feito para cada par de músculos de um segmento (um da região anterior do corpo e outro da região posterior). O IC foi obtido pela razão entre o sinal do músculo antagonista (o que apresentou menor atividade muscular durante aquele intervalo de tempo) e o sinal do músculo agonista (o que apresentou maior atividade muscular durante aquele intervalo de tempo). Os pares de músculos RA-ES, VL-BF e TA-GM foram utilizados para o cálculo dos ICs (IC1, IC2 e IC3, respectivamente). O valor médio do IC em porcentagem e o tempo em que ocorreu coativação muscular entre os pares de músculos de um segmento foram analisados. Este tempo foi determinado para os instantes em que a coativação muscular foi maior que 20% (valor arbitrariamente determinado). Valores menores que 20% não foram considerados como coativação muscular e sim como um ruído do sinal. Para as tarefas DMX e DMN também foi determinado o instante no ciclo em que ocorreu o pico de atividade EMG para cada músculo (fase máxima da atividade EMG).

Os dados cinemáticos foram filtrados por um filtro Butterworth passa-baixa de 2ª ordem e frequência de 10 Hz. As coordenadas dos registros cinemáticos foram utilizadas para calcular as excursões angulares da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T). Na FIGURA 3 são representados os seis ângulos articulares (θ). Valores positivos (negativos) correspondem a movimento de flexão (extensão) de todas as articulações. A amplitude de movimento articular (α) foi obtida pela diferença entre o valor máximo e mínimo para cada excursão angular.

Para as tarefas DMX e DMN foram também calculadas as variáveis razão entre a amplitude articular do tornozelo e do quadril e fase relativa entre tornozelo e quadril. A razão entre a amplitude articular do tornozelo e do quadril durante cada ciclo foi obtida. Valores maiores que 1 indicam maior amplitude articular do tornozelo comparado ao quadril. Valores menores que 1 indicam relação oposta. A fase relativa foi estimada pela densidade espectral cruzada. Valores próximos de 0° indicam que os deslocamentos angulares estão em fase (considerado como o uso da estratégia do tornozelo), enquanto valores próximos de 180° indicam que os deslocamentos estavam fora de fase (considerado como o uso da estratégia do quadril). As análises relacionadas a flexibilidade dos padrões de coordenação postural (PCA e UCM) também foram aplicadas apenas as tarefas DMX e DMN.

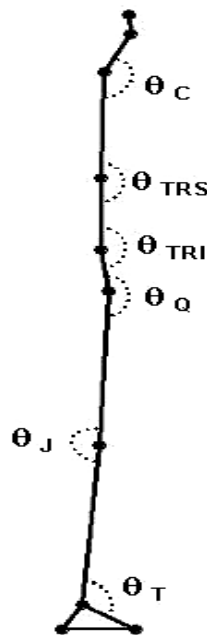


FIGURA 3 - Representação esquemática dos ângulos articulares da cabeça (θ_C), tronco superior (θ_{TRS}), tronco inferior (θ_{TRI}), quadril (θ_Q), joelho (θ_J) e tornozelo (θ_T).

4.1.2.3.1 Análise de componentes principais (PCA)

Para as tarefas DMX e DMN, as trajetórias representando cada ciclo de movimento do CP foram normalizadas no tempo em 102 amostras, sendo cada par

de amostras separadas por 2% da duração do ciclo. O número de ciclos dentro de uma tentativa variou entre as tarefas. Para cada tarefa, cada participante, e cada ciclo de movimento, matrizes com a série temporal de ângulos articulares foram compostas e sujeitas a análise de componentes principais (PCA) usando os procedimentos do software Matlab 6.5.

PCA foi feita utilizando os seis ângulos articulares (PCA-6) e utilizando apenas três dos ângulos (quadril, joelho e tornozelo, PCA-3). A contribuição de cada articulação (peso ou *loading factor*) em cada componente principal (PC) foi analisada para cada tarefa e cada grupo (ADULTO e IDOSO). A porcentagem de cada PC foi calculada pela razão entre a variância de cada componente e a soma da variância total multiplicada por 100. Somente os PCs necessários para explicar pelo menos 90% da variância total foram analisados. Para cada PC os fatores de peso foram transformados em escore-z usando transformação de Fisher e utilizados para análise de variância e cálculo da média e erro padrão entre os sujeitos de cada grupo. A transformação inversa dos valores das médias e erros padrão foi feita para apresentação dos dados.

4.1.2.3.2 Análise utilizando a hipótese da variedade não controlada (UCM)

O cálculo da variância total da configuração articular foi executado de modo similar a outros estudos (DOMKIN et al., 2002; SCHOLZ & SCHONER, 1999; TSENG et al., 2003) e será descrito a seguir. No presente estudo, a configuração articular é tridimensional (θ_Q , θ_J , e θ_T). Por definição, a hipótese do UCM representa combinações de ângulos articulares que não afetam variáveis importantes relacionadas a performance da tarefa. Duas variáveis foram selecionadas no presente estudo: a posição do centro de massa (CM) e a orientação do tronco (α_{TR}) com relação a vertical. Para testar a primeira hipótese, a seguinte expressão foi utilizada como uma aproximação de alterações da posição do CM às pequenas alterações dos ângulos articulares:

$$\Delta CM \approx \Delta \alpha_T (l_{TJ} * c_{TJ} * m_{TJ} + l_{JQ} * c_{JQ} * m_{JQ} + l_{QCM} * c_{QCM} * m_{QCM}) - \Delta \alpha_J (l_{JQ} * c_{JQ} * m_{JQ} + l_{QCM} * c_{QCM} * m_{QCM}) + \Delta \alpha_Q (l_{QCM} * c_{QCM} * m_{QCM}) \quad (3)$$

onde l é o comprimento, c é a localização do centro de massa e m é a massa dos segmentos entre a articulação do tornozelo e a articulação do joelho (τ_J), entre a articulação do joelho e a articulação do quadril (J_Q), e entre a articulação do quadril e a posição estimada do CM (Q_{CM}). O comprimento dos segmentos (l) foi estimado como a porcentagem da altura do corpo apresentada por DRILLIS & CONTINI⁴ (1966) citado por (WINTER, 1990). A localização do centro de massa dos segmentos (c) foi estimada como a porcentagem da altura do corpo e a massa dos segmentos (m) foi estimada como a porcentagem da massa total do corpo (WINTER, 1990).

Para a hipótese de estabilização da orientação do tronco, a equação utilizada foi:

$$\Delta\alpha_{TR} \approx \Delta\alpha_T \Delta\alpha_J \Delta\alpha_Q \quad (4)$$

Para cada hipótese, foi proposto que ângulos articulares co-variam de ciclo a ciclo para reduzir variações dessa variável do valor de referência definido como o valor médio entre os ciclos. Para cada valor da variável da tarefa, um espaço bidimensional nulo (o UCM) foi computado por dois vetores, ε_i . A cada 10% do ciclo, o desvio (Δk) da configuração articular (Θ) da média Θ^0 foi avaliada em sua projeção sobre o UCM e ortogonal a UCM:

$$\Theta_{\parallel} = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i \cdot \Delta k \quad (5)$$

$$\Theta_{\perp} = (\Theta - \Theta^0) - \Theta_{\parallel} \quad (6)$$

A quantidade de variância por graus de liberdade dentro do UCM foi estimado como

$$V_{UCM} = \underline{\sigma}_{\parallel}^2 = \sum_{ciclos} |\Theta_{\parallel}^2| / (2N_{ciclos}) \quad (7)$$

e a variância perpendicular a UCM foi estimada como:

$$V_{ORT} = \underline{\sigma}_{\perp}^2 = \sum_{ciclos} |\Theta_{\perp}^2| / (N_{ciclos}) \quad (8)$$

⁴ R. Drillis, R. Contini. Body segment parameters. REPORT, New York, n. 1163-03, 1966.

Como em outros estudos (DOMKIN et al. 2002; SCHOLZ, SCHONER & LATASH, 2000), a razão $R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$ foi utilizada como um índice de estabilização seletiva da variável relacionada a performance da tarefa. Quando R_V é significativamente maior que uma unidade, pode ser concluído que maior quantidade de variância por graus de liberdade é restrita a UCM; e a variável relacionada a performance é estabilizada pela sinergia cinemática. Para cada sujeito, a variância dentro do UCM (V_{UCM}) e a variância ortogonal a UCM (V_{ORT}) foram representadas como valores médios dos intervalos entre cada 10% do ciclo para cada tarefa separadamente. Isto foi feito porque os valores de R_V não alteraram significativamente dentro do ciclo ($p > 0,1$).

4.1.2.4 Análise estatística

Os dados no texto e Figuras são apresentados como médias e erros padrão entre os sujeitos de cada grupo. Todos os testes estatísticos foram executados usando o pacote estatístico SPSS 10.1. Testes de normalidade e homogeneidade de variâncias foram utilizados. Quando necessário, foram utilizadas transformações logarítmicas dos dados.

Para a tarefa PEQ, análises de variância (ANOVAs) “one way” foram usadas para comparações entre grupos (*GRUPO*, Adulto e Idoso) para as variáveis dependentes: amplitude, velocidade do CP, área e trajetória do CP; amplitude articular e área de atividade EMG. Teste não paramétrico para duas amostras independentes (Mann-Whitney U) foi utilizado para comparações entre grupos tendo como variável dependente o tempo de coativação para a tarefa PEQ.

Para comparações entre as tarefas DMN e DMX foram utilizadas ANOVAs com dois fatores (2×2 , *GRUPO* e *TAREFA*), de medidas repetidas no último fator, para grande parte das variáveis analisadas. Três ANOVAs com três fatores ($2 \times 2 \times 2$, *GRUPO*, *TAREFA* e *MÚSCULO*) foram utilizadas para área de atividade EMG entre pares de músculos. Seis MANOVAs com dois fatores (2×2), de medidas repetidas no último fator, foram utilizadas. As variáveis dependentes para as MANOVAs foram: amplitude articular; fase máxima de atividade EMG, fatores de peso do PC1 e do PC2 para as duas análises de PCA

O nível de significância foi mantido em 0,05.

4.2 Resultados

As respostas dos questionários de atividade física habitual foram analisadas somente para as questões referentes à prática de atividade física regular e de lazer. Atividades relacionadas a tarefas ocupacionais não foram analisadas. A soma dos escores das questões referentes à prática de atividade física regular e de lazer foi comparada a soma dos escores máximos que poderiam ser obtidos naquelas questões para cada tipo de questionário. O grupo ADULTO apresentou um valor médio de 38% ($\pm 5\%$) do escore total do questionário Baecke de atividade física habitual enquanto o grupo IDOSO apresentou um valor médio de 34% ($\pm 5\%$) do escore total do questionário Baecke de atividade física modificado para idosos. ANOVA não revelou diferença entre grupos quanto à prática de atividade física regular e de lazer ($F(1,18) = 0,37$, $p = 0,55$).

Todos os participantes foram capazes de realizar as tarefas propostas. Os resultados obtidos serão apresentados para a tarefa de postura ereta quieta (PEQ) e em seguida para as tarefas de deslocamento voluntário (DMX e DMN).

4.2.1 Postura ereta quieta (PEQ)

Os valores médios ($\pm E.P.$) da amplitude e velocidade do deslocamento do CP na direção ântero-posterior e da área e trajetória do deslocamento do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral são apresentados na TABELA 1. ANOVA não revelou diferença significativa entre os grupos para as quatro variáveis analisadas ($F(1,18) < 2,4$, $p > 0,14$).

TABELA 1 - Média e erro padrão das variáveis do CP

Grupo	Amplitude (cm)	Velocidade (cm/s)	Área (cm ²)	Trajectoria (cm)
ADULTO	1,79 \pm 0,24	0,52 \pm 0,04	0,79 \pm 0,17	18,5 \pm 1,69
IDOSO	1,86 \pm 0,25	0,60 \pm 0,04	1,14 \pm 0,23	22,7 \pm 1,61

4.2.1.1 Amplitude articular

A amplitude média (α) das excursões da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para todas as tarefas são apresentadas na FIGURA 4. Durante a tarefa PEQ as excursões médias do α_Q , α_J e α_T foram similares entre os dois grupos. MANOVA confirmou que a amplitude média de todas as articulações não foi diferente entre grupos para a tarefa PEQ (*Wilks' Lambda* = 0,77; $F(6,12) = 0,6$, $p = 0,74$).

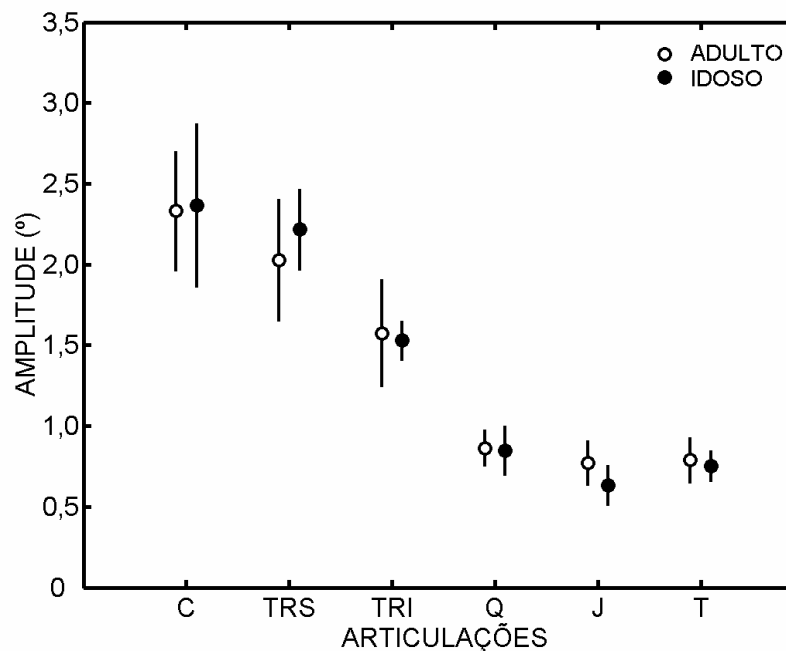


FIGURA 4 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante a tarefa PEQ. Amplitude articular é dada em graus (°).

4.2.1.2 Área de atividade EMG

As áreas de atividade EMGs médias (\pm E.P.) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) são apresentadas na FIGURA 5. Os valores referem-se a área de cada músculo por segundo em relação a CVMI. O grupo IDOSO apresentou maior área EMG na maioria dos músculos analisados.

Comparando cada par de músculos (um músculo da região anterior e outro da região posterior para cada segmento corporal), os músculos RA e TA foram menos solicitados em comparação aos músculos ES e GM durante a execução da tarefa PEQ. O músculo TA foi o que apresentou menor amplitude em relação aos demais músculos tanto para os adultos como para os idosos. Para verificar se houve diferença na área de atividade EMG entre os grupos e entre músculos do mesmo segmento (um da região anterior e outro da região posterior do corpo), foram utilizadas três ANOVAs com dois fatores (*GRUPO* e *MÚSCULO*) para a tarefa PEQ. A primeira ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos RA e ES indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 9,4, p = 0,007$) e entre músculos ($F(1,17) = 13,2, p = 0,002$). Os dois grupos apresentaram maior área de atividade EMG do músculo ES e o grupo IDOSO apresentou maior área de atividade EMG dos músculos ES e RA do que o grupo ADULTO. A segunda ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos VL e BF indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 10,8, p = 0,004$) mas não entre músculos ($F(1,17) = 2,2, p = 0,16$). O grupo IDOSO apresentou maior área de atividade EMG dos músculos VL e BF do que o grupo ADULTO. A terceira ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos TA e GM não indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 0,6, p = 0,45$), porém as áreas de atividade EMG dos músculos TA e GM foram diferentes ($F(1,17) = 21,5, p < 0,001$). Os dois grupos apresentaram maior área de atividade EMG do músculo GM do que do músculo TA.

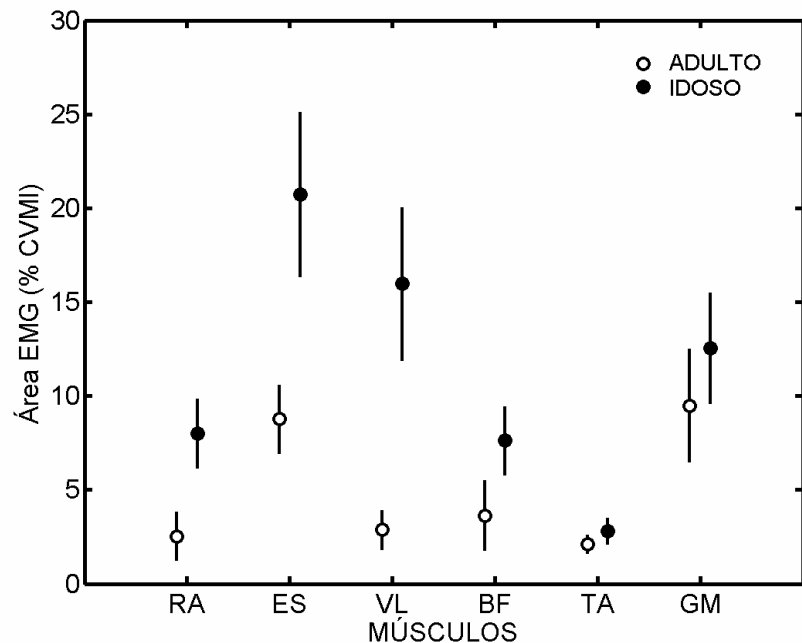


FIGURA 5 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante a tarefa PEQ.

4.2.1.3 Coativação muscular

Os valores médios dos três índices de coativação (IC) e dos tempos de coativação entre os músculos RA-ES (IC1), VL-BF (IC2) e TA-GM (IC3) são apresentados na FIGURA 6. Quatro sujeitos do grupo ADULTO não apresentaram coativação entre os músculos RA-ES e dois sujeitos do grupo IDOSO não apresentaram coativação entre os músculos VL-BF. Estes sujeitos não foram considerados na análise estatística e cálculo das médias e erros padrão dos tempos de coativação.

Em geral, os ICs foram similares entre os grupos para todas as tarefas. Para verificar se houve diferença nos ICs entre os grupos foram utilizadas três ANOVAs, sendo que cada uma teve como variável dependente os valores de um dos três ICs. As três ANOVAs não revelaram diferença entre grupos ($F(1,18) < 2,1$ $p > 0,16$). Para verificar se houve diferença nos tempos de coativação entre os grupos foram utilizados testes não paramétricos para amostras não pareadas Mann-Whitney

U com um fator (*GRUPO*). Nenhuma diferença foi encontrada entre grupos (PEQ: U (16-20) < 41, $p > 0,36$).

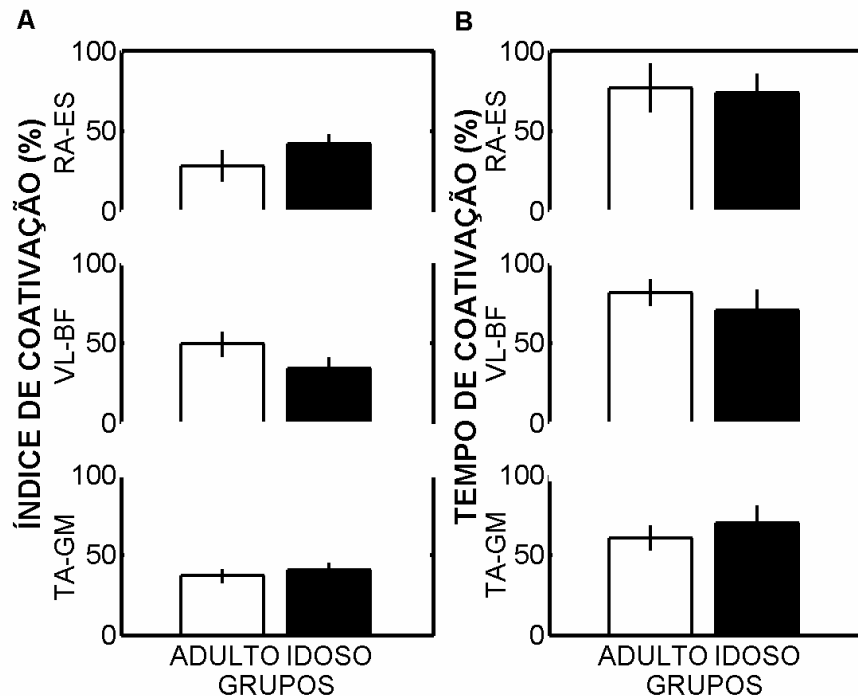


FIGURA 6 - Média e erro padrão dos (A) três índices de coativação, IC e dos (B) tempos de coativação para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM (um da região anterior e outro da região posterior) durante a tarefa PEQ. IC é dado em porcentagem da atividade EMG total e Tempo é dado em porcentagem do período total.

4.2.2 Tarefas de deslocamento voluntário do CP (DMX e DMN)

Na FIGURA 7 são apresentadas as séries temporais do CP, ângulos articulares (θ) das seis articulações analisadas (C, cabeça; TRS, tronco superior; TRI, tronco inferior; Q, quadril; J, joelho e T, tornozelo) e atividade EMG dos seis músculos (RA, reto do abdome; ES, eretor da espinha; VL, vasto lateral; BF, bíceps femoral; TA, tibial anterior e GM, gastrocnêmio cabeça medial) durante as tarefas DMX e DMN para um sujeito representativo do grupo ADULTO (A) e do grupo IDOSO (B). A série temporal do CP nas tarefas DMX e DMN foi caracterizada por uma seqüência de ciclos (FIGURA 7). O deslocamento do CP, ângulos articulares e atividade EMG foram maiores na tarefa DMX do que na tarefa DMN. Note que as articulações do tornozelo e quadril se moveram em direções opostas nas tarefas. O

sujeito adulto apresentou maior excursão angular do joelho enquanto o sujeito idoso apresentou maior excursão angular do quadril. O sujeito idoso apresentou maior atividade EMG nas duas tarefas quando comparado ao sujeito adulto.

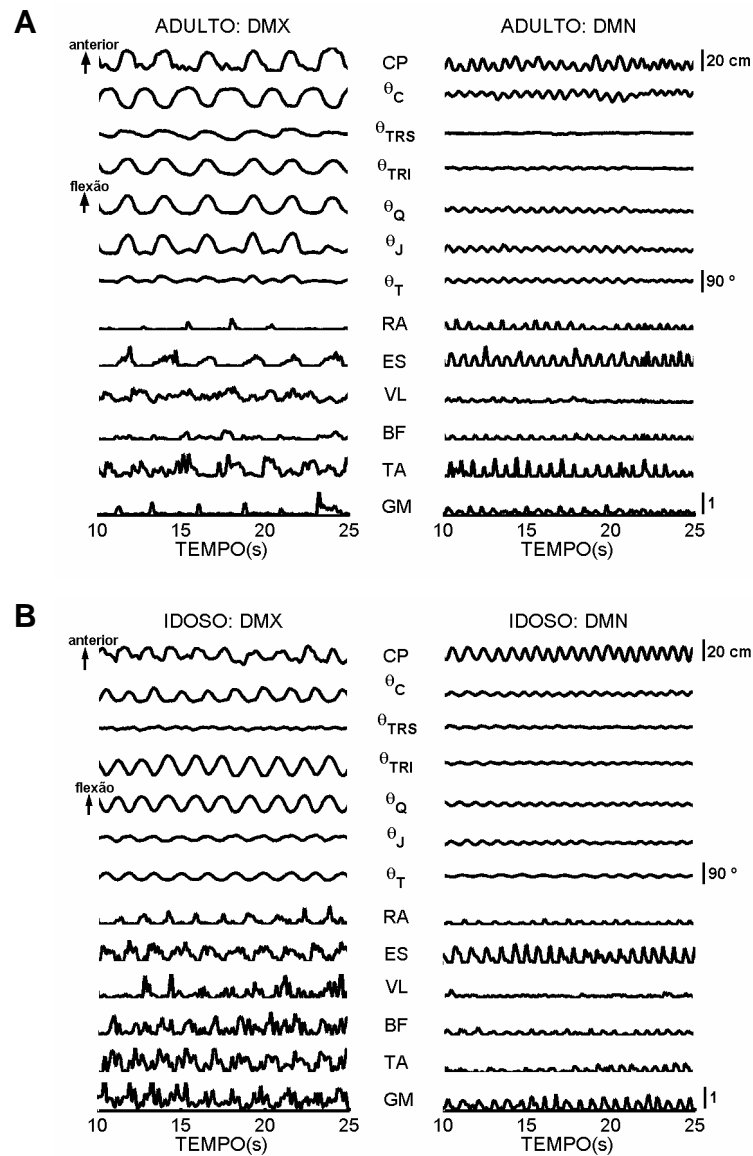


FIGURA 7 - Séries temporais do CP, ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas DMX (à esquerda) e DMN (à direita). Apenas 15 segundos são apresentados para um sujeito do grupo ADULTO (A) e um sujeito do grupo IDOSO (B). As barras verticais indicam a amplitude para cada variável (CP, θ e EMG). C, cabeça; TRS, tronco superior; TRI, tronco inferior; Q, quadril; J, joelho e T, tornozelo. RA, reto do abdome; ES, eretor da espinha; VL, vasto lateral; BF, bíceps femoral; TA, Tibial Anterior e GM, gastrocnêmio cabeça medial.

4.2.2.1 Relação entre velocidade e acurácia

Os valores médios da amplitude efetiva (A_e), largura efetiva (L_e) do CP e da relação entre A_e e L_e , expressa por ID_e , são apresentados na FIGURA 8. Os valores médios da amplitude efetiva do CP foram maiores para a tarefa DMX do que para a tarefa DMN. Comparando os grupos em cada tarefa, o grupo ADULTO apresentou valores de A_e maiores durante a tarefa DMX enquanto o grupo IDOSO apresentou valores de A_e maiores durante a tarefa DMN. ANOVA não indicou diferença entre os grupos ($F(1,18) = 0,56, p = 0,46$), mas revelou diferença entre as tarefas ($F(1,18) = 45,96, p < 0,001$) e significativa interação entre grupos e tarefas ($F(1,18) = 5,37, p = 0,032$). Esta interação foi devido a diferença na amplitude de deslocamento do CP entre as tarefas ter sido menor para o grupo IDOSO. Isto indica que os idosos apresentam dificuldade em realizar movimentos com o corpo todo em amplitudes menores.

A variabilidade do CP representada pela largura efetiva (L_e) foi similar entre grupos e tarefas. ANOVA não indicou diferença entre grupos e entre as tarefas ($F(1,18) = 1,41, p = 0,25$ e $F(1,18) = 1,85, p = 0,19$, respectivamente) para os valores médios da largura efetiva (L_e) do CP. ANOVA não revelou diferença entre os grupos ($F(1,18) = 0,17, p = 0,7$), mas revelou entre as tarefas ($F(1,18) = 9,8, p = 0,006$). Os valores de ID_e foram maiores para a tarefa DMX para os dois grupos, indicando que tarefas de maior amplitude são mais fáceis de serem executadas.

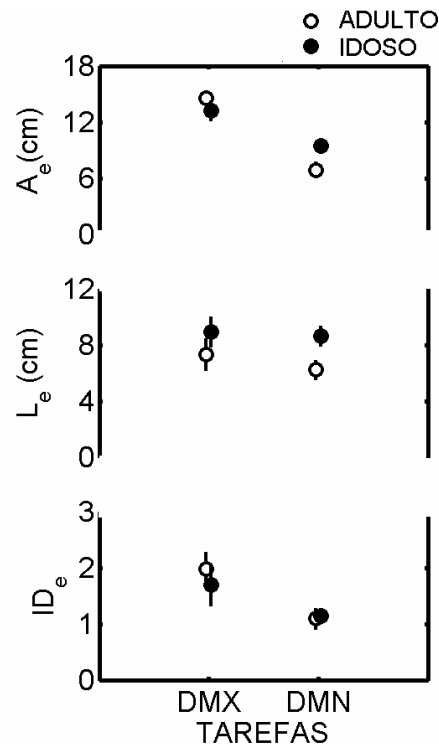


FIGURA 8 - Média e erro padrão entre os sujeitos da amplitude efetiva (A_e), largura efetiva (L_e) do CP e da relação entre A_e e L_e , expressa por ID_e , para o grupo ADULTO e para o grupo IDOSO para as tarefas DMX e DMN.

Os valores médios do tempo de movimento (TM) gasto para executar as tarefas DMX e DMN foram 936 ms (± 117 ms) e 285 ms (± 37 ms), respectivamente, para o grupo ADULTO. Para o grupo IDOSO, estes valores foram 616 ms (± 69 ms) e 491 ms (± 111 ms), respectivamente. ANOVA não indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 0,31$, $p = 0,59$), mas indicou entre as tarefas ($F(1,18) = 27,2$, $p < 0,001$). A significativa interação apresentada entre grupos e tarefas ($F(1,18) = 12,5$, $p = 0,002$) é devido à diferença no tempo de movimento entre as duas tarefas ser menor para o grupo IDOSO. A relação entre velocidade e acurácia na execução dos movimentos voluntários foi investigada segundo a Lei de FITTS (1954): quanto a dificuldade da tarefa afetou o TM (FIGURA 9A). A dificuldade da tarefa foi expressa pelos valores efetivos da amplitude e variabilidade do CP na execução dos movimentos, definindo o ID_e (ver métodos para maiores detalhes). Um aumento no TM com o aumento em ID_e foi observado para os dois grupos.

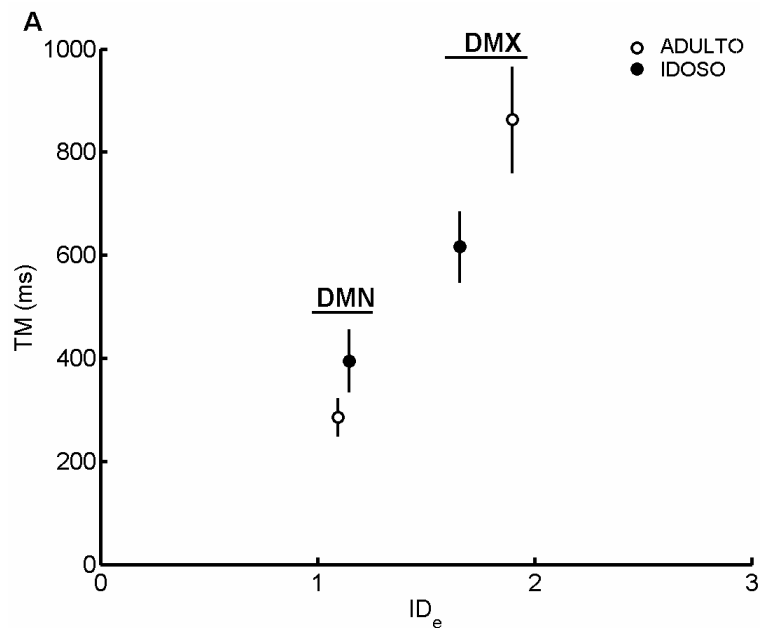


FIGURA 9 - Relação entre TM e ID_e para as tarefas DMX e DMN. As barras de erro representam o erro padrão do TM.

4.2.2.2 Padrões de coordenação postural

4.2.2.2.1 Amplitude articular

A amplitude média (α) das excursões da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para as duas tarefas é apresentada na FIGURA 10. Em geral, a amplitude articular foi maior para a execução da tarefa DMX. Este resultado foi observado para os dois grupos. MANOVA tendo como variáveis dependentes as amplitudes médias das articulações, não indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,5; $F(6,13) = 2,2$, $p = 0,11$), mas indicou entre as tarefas (*Wilks' Lambda* = 0,26; $F(6,13) = 6$, $p = 0,003$). No entanto, análises univariadas indicaram diferenças entre as tarefas apenas para as articulações do tronco inferior, quadril e tornozelo ($F(1,18) > 10,1$, $p < 0,005$) e não para as demais articulações ($F(1,18) < 3,8$, $p > 0,064$).

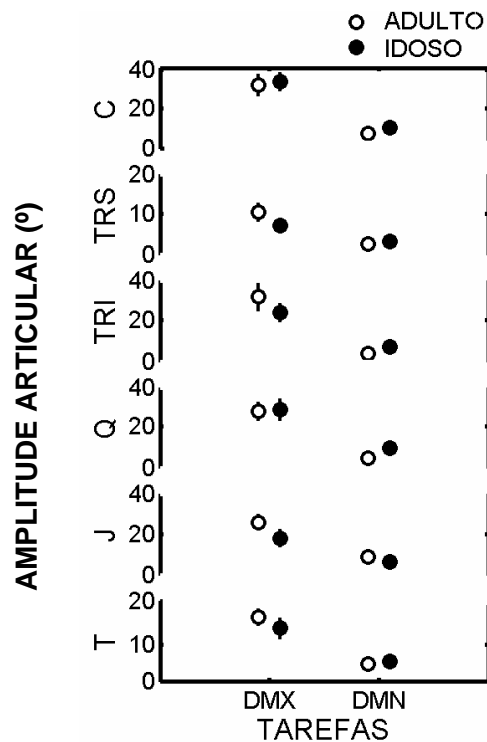


FIGURA 10 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO durante as tarefas DMX e DMN. Amplitude articular é dada em graus (°).

4.2.2.2 Razão entre Tornozelo e Quadril

Os valores médios (\pm E.P.) da razão entre a amplitude articular do tornozelo e a amplitude articular quadril para o grupo IDOSO ($0,5\pm 0,1$ e $0,7\pm 0,1$, respectivamente para as tarefas DMX e DMN) foram inferiores aos valores do grupo ADULTO ($0,8\pm 0,1$ e $1\pm 0,1$, respectivamente para as tarefas DMX e DMN). Tal resultado indica que os sujeitos do grupo IDOSO utilizaram maior amplitude articular do quadril em relação à do tornozelo. ANOVA revelou diferença entre os grupos ($F(1,18) = 7, p = 0,016$), mas não entre as tarefas ($F(1,18) = 2,8, p = 0,11$).

4.2.2.2.3 Fase relativa entre Tornozelo e Quadril

Os dois grupos apresentaram valores da fase relativa entre tornozelo e quadril entre 120° e 180° para todas as tarefas, indicando que os movimentos na articulação do tornozelo e na articulação do quadril ocorreram em direções opostas. Os valores médios (\pm E.P.) da fase relativa entre as excursões das articulações do tornozelo e quadril para o grupo ADULTO foram 160° (\pm 14) e 152 (\pm 7), respectivamente para as tarefas DMX e DMN. Para o grupo IDOSO, os valores médios da fase relativa foram 160° (\pm 13) e 174 (\pm 3), respectivamente para as tarefas DMX e DMN. ANOVA não revelou diferença entre grupos e tarefas ($F(1,18) = 1,15$, $p = 0,3$ e $F(1,18) = 0,1$, $p = 0,77$, respectivamente).

4.2.2.2.4 Área de atividade EMG

As áreas de atividade EMGs médias (\pm E.P.) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) são apresentadas na FIGURA 11A.

Para verificar se houve diferença na área de atividade EMG entre os grupos, entre as tarefas (DMX e DMN) e entre músculos do mesmo segmento (um da região anterior e outro da região posterior do corpo), foram utilizadas três ANOVAs com três fatores (*GRUPO*, *TAREFA* e *MÚSCULO*). A primeira ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos RA e ES não indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 0,6$, $p = 0,5$) mas revelou entre tarefas ($F(1,17) = 6,7$, $p = 0,02$) e entre músculos ($F(1,17) = 24$, $p < 0,001$). O músculo ES apresentou maior área de atividade EMG do que o músculo RA. Interação significativa foi revelada entre *GRUPO* e *TAREFA* ($F(1,17) = 6,2$, $p = 0,024$). O grupo ADULTO reduziu a área de atividade EMG dos músculos RA e ES na tarefa DMX, enquanto a área de atividade EMG destes músculos foi similar entre as tarefas para o grupo IDOSO. A segunda ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos VL e BF não indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 0,5$, $p = 0,5$), entre tarefas ($F(1,18) = 4$, $p = 0,061$) e entre músculos ($F(1,18) = 2,1$, $p = 0,17$). A terceira ANOVA comparando as áreas de atividade EMG dos músculos TA e GM não indicou diferença entre grupos ($F(1,18) =$

0,4, $p = 0,55$) e entre as tarefas ($F(1,18) = 3,4$, $p = 0,083$). Diferença foi apontada entre os músculos TA e GM ($F(1,18) = 6,7$, $p = 0,02$). Interação significativa entre *GRUPO* e *TAREFA* também foi revelada ($F(1,18) = 4,7$, $p = 0,045$). Em geral, os dois grupos apresentaram maior área de atividade EMG do músculo GM do que do músculo TA e o grupo IDOSO apresentou maior área de atividade EMG do que o grupo ADULTO. A única exceção foi para a tarefa DMN que o grupo ADULTO apresentou maior área EMG do músculo TA do que o grupo IDOSO.

4.2.2.2.5 Fase de atividade EMG máxima

O instante em que ocorreu o pico de atividade máxima de cada músculo foi analisado e corresponde a porcentagem do ciclo total. Os instantes médios (\pm E.P.) do pico máximo de cada músculo são apresentados na FIGURA 11B. É importante ressaltar que os movimentos eram cíclicos e a atividade EMG pode ser relacionada a duas funções desempenhadas pelos músculos: frear o movimento do corpo para frente (trás) e gerar movimento do corpo para trás (frente). Em geral, o pico de atividade EMG do músculo GM ocorreu na primeira metade do ciclo antes de todos os músculos. O instante em que ocorreu o pico máximo dos músculos também foi atrasado ou adiantado em função da amplitude de movimento. Por exemplo, o pico da atividade EMG do músculo RA ocorreu aproximadamente no final do ciclo (80% do ciclo) para o grupo ADULTO na tarefa DMX e adiantou para a tarefa DMN (40% do ciclo). MANOVA tendo como fatores *GRUPO* e *TAREFA* e como variáveis dependentes os instantes no ciclo em que ocorreu o pico de atividade EMG de cada músculo, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,6, $F(6, 13) = 1,6$, $p = 0,23$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre as tarefas (*Wilk's Lambda* = 0,22, $F(6,13) = 7,6$, $p = 0,001$). Análises univariadas revelaram diferenças para o fator *TAREFA* para os músculos RA e VL ($F(1,18) > 8$, $p < 0,01$) mas não para os demais músculos ($F(1,16) < 1,7$, $p > 0,2$).

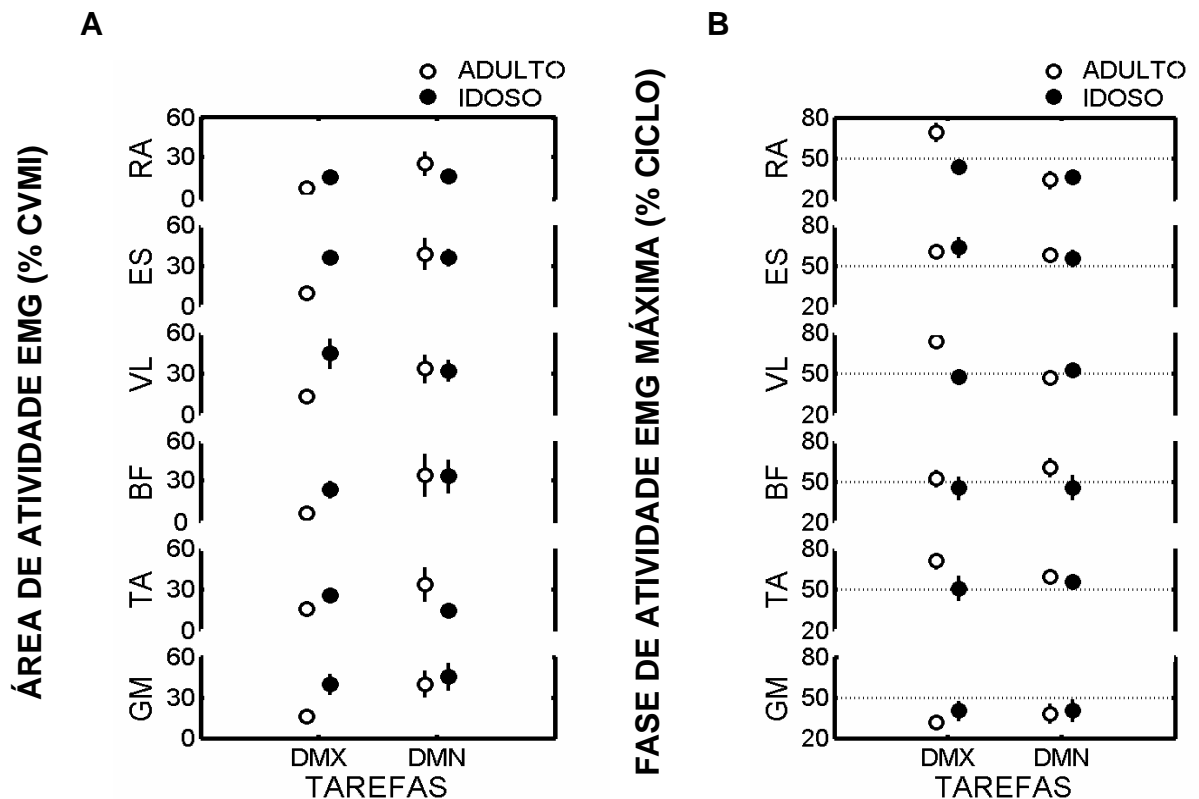


FIGURA 11 - Média e erro padrão da área de atividade EMG (A) e do instante em que ocorreu o pico de atividade EMG (B) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para as tarefas DMX e DMN. Os valores da área são dados em porcentagem da CVMI e do tempo em porcentagem do ciclo. As linhas horizontais em B indicam 50% do ciclo.

4.2.2.2.6 Coativação muscular

Os valores médios dos três índices de coativação (IC) e dos tempos de coativação entre os músculos RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) são apresentados na FIGURA 12.

ANOVAs tendo como variável dependente os índices de coativação de cada par de músculos RA-ES (primeira ANOVA), VL-BF (segunda ANOVA) e TA-GM (terceira ANOVA) não indicaram diferença entre grupos para os três ICs ($F(1,18) < 3$, $p > 0,10$). Diferença entre as tarefas foi revelada para o IC1 ($F(1,18) = 10,4$, $p = 0,005$) mas não para os demais ICs ($F(1,18) < 0,9$, $p > 0,37$). Interação significativa foi revelada para o IC3 ($F(1,18) = 8$, $p = 0,011$). Isto porque o grupo ADULTO

apresentou maior quantidade de coativação entre os músculos TA-GM na tarefa DMN enquanto o grupo IDOSO apresentou maior quantidade de coativação na tarefa DMX.

ANOVAs tendo como variável dependente os tempos de coativação de cada par de músculos RA-ES (primeira ANOVA), VL-BF (segunda ANOVA) e TA-GM (terceira ANOVA). As três ANOVAs não apontaram diferença entre grupos ($F(1,18) < 3,6$, $p > 0,079$). Diferenças entre as tarefas foram reveladas para o tempo de coativação entre os músculos RA-ES ($F(1,18) = 8,9$, $p = 0,008$) mas não entre os demais músculos ($F(1,18) < 0,5$, $p > 0,38$). Interação significativa foi revelada para o tempo de coativação entre os músculos TA e GM ($F(1,18) = 8,6$, $p = 0,009$). Isto porque o grupo ADULTO apresentou maior tempo de coativação entre os músculos TA-GM na tarefa DMN enquanto o grupo IDOSO apresentou maior tempo de coativação na tarefa DMX.

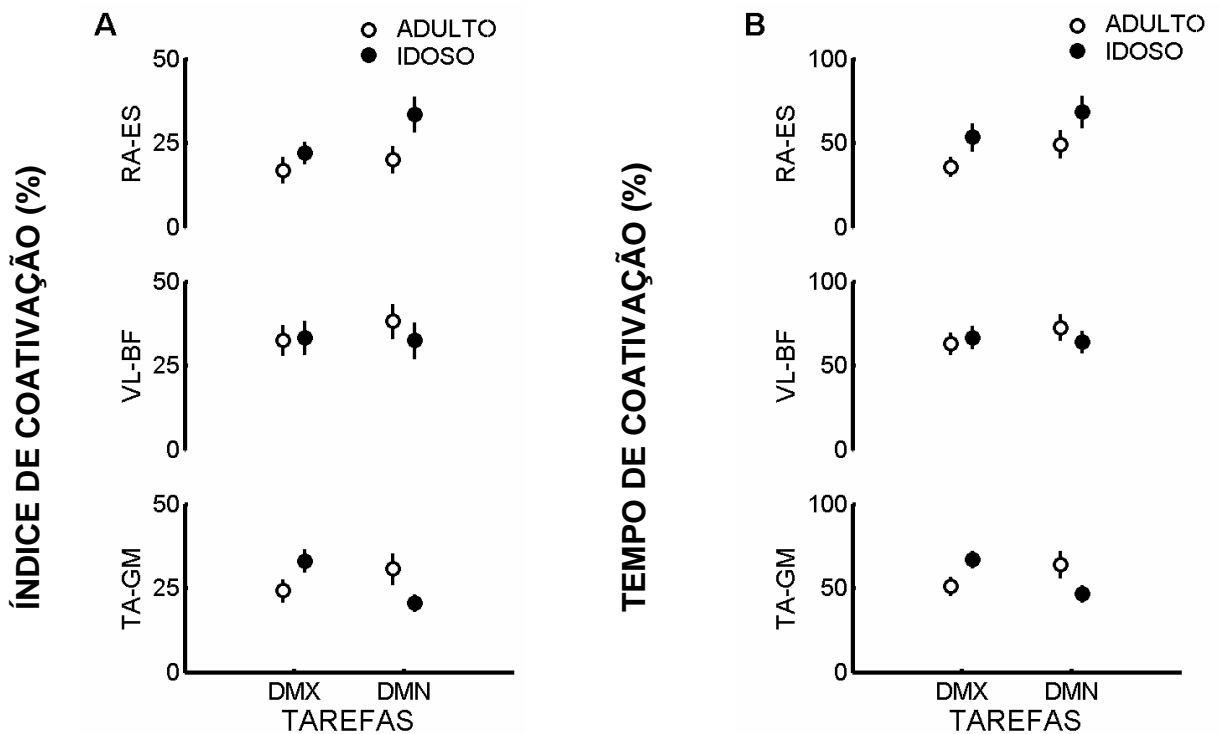


FIGURA 12 - Média e erro padrão dos três índices de coativação, IC (A) e dos tempos de coativação (B) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM (um da região anterior e outro da região posterior) durante as tarefas DMX e DMN. IC é dado em porcentagem da atividade EMG total e Tempo é dado em porcentagem do período total.

4.2.2.3 Análise de Componentes Principais (PCA)

A Análise de Componentes Principais (PCA) foi utilizada para verificar se os ângulos articulares envolvidos no movimento representam uma única sinergia cinemática funcional ou se há evidência de múltiplas combinações entre as articulações. Se somente o primeiro PC é suficiente para explicar mais que 90% da variância total (valor assumido para o presente estudo), indica que as articulações são acopladas e há uma única sinergia funcional. PCA foi executada entre as séries temporais de todas as articulações analisadas (PCA-6) e entre as séries temporais do quadril, joelho e tornozelo (PCA-3). Na

TABELA 2 são apresentadas as porcentagens médias (\pm E.P.) da variância explicada pelos quatro primeiros PCs para PCA-6 e dos três primeiros PCs para PCA-3. O número de sujeitos para o componente principal (PC) suficiente para explicar 90% da variância total para cada sujeito são apresentados em parênteses. A FIGURA 13 apresenta a contribuição (*loading factor*) dos movimentos de cada articulação para os dois primeiros PCs para PCA – 6 (FIGURA 13A) e para PCA – 3 (FIGURA 13B).

4.2.2.3.1 PCA com seis articulações (PCA-6)

A variância média do primeiro componente foi superior a 70% para os dois grupos e, em geral, dois PCs foram suficientes para explicar 90% da variância total. Na tarefa DMN, dois sujeitos apresentaram que 3 componentes eram insuficientes para explicar ao menos 90% da variância total. No entanto, devido à pequena porcentagem da variância total explicada pelos PC3 e PC4 análises mais detalhadas sobre esses componentes não foram feitas. Para as duas tarefas, a variância explicada pelo PC1 foi maior do que a variância explicada pelo PC2 para os dois grupos. ANOVA com dois fatores (*GRUPO* e *TAREFA*) revelou nenhuma diferença entre grupos para a porcentagem de variância explicada pelo primeiro e segundo PC ($F(1,18) = 0,1$, $p = 0,34$ e $F(1,18) = 1$, $p = 0,31$, respectivamente, PC1 e PC2). No entanto, ANOVA revelou diferença entre as tarefas para ambos PCs ($F(1,18) = 15$, $p = 0,001$ e $F(1,18) = 7,15$, $p = 0,015$, respectivamente, PC1 e PC2). A

variância explicada pelo PC1 foi menor durante a tarefa DMN para os dois grupos, enquanto a variância explicada pelo PC2 foi maior durante esta tarefa.

Devido a pouca variância explicada pelo PC3 e PC4, a contribuição dos movimentos das articulações nesses componentes não foi analisada. Em geral, a contribuição das seis articulações foi maior em PC1 para todas as tarefas. Como descrito nos Métodos, valores positivos (negativos) correspondem a movimentos de flexão (extensão). Os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril e tronco (superior, S e inferior, I, na FIGURA 13A) durante a realização das tarefas DMX e DMN. Em adição, maior contribuição dos movimentos do joelho foi apresentada pelo grupo ADULTO enquanto maior contribuição dos movimentos do quadril foi apresentada pelo grupo IDOSO.

Para as tarefas DMX e DMN, duas MANOVAs com dois fatores (*GRUPO* e *TAREFA*) foram utilizadas, tendo como variáveis dependentes a contribuição de cada articulação para o PC1 (primeira MANOVA) e para o PC2 (segunda MANOVA). A MANOVA para o PC1 indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,075; $F(6,13) = 26,7$, $p < 0,001$), mas não entre as tarefas (*Wilks' Lambda* = 0,67; $F(6,13) = 1$, $p = 0,42$). Análises univariadas revelaram que as contribuições do tronco inferior e do quadril foram diferentes entre os grupos ($F(1,18) = 126$, $p < 0,001$ e $F(1,18) = 18$, $p = 0,001$, respectivamente). As contribuições do tronco inferior e do quadril foram maiores para o grupo IDOSO do que para o grupo ADULTO. As contribuições das outras articulações não apresentaram diferença entre os grupos ($F(1,18) < 2$, $p > 0,17$). A MANOVA para o PC2 não revelou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,9; $F(6,13) = 0,26$, $p = 0,95$) e entre as tarefas (*Wilks' Lambda* = 0,74; $F(6,13) = 0,92$, $p = 0,51$).

4.2.2.3.2 PCA com três articulações (PCA-3)

A variância média do primeiro componente foi superior a 80% para os dois grupos. Em geral, dois PCs foram suficientes para explicar 90% da variância total. ANOVAs com dois fatores (*GRUPO* e *TAREFA*) não revelaram diferença entre grupos para a porcentagem de variância explicada pelo primeiro e segundo PC

($F(1,18) = 0,1$, $p = 0,9$ e $F(1,18) = 0,06$, $p = 0,81$, respectivamente, PC1 e PC2). ANOVAs também não revelaram diferença entre as tarefas para ambos PCs ($F(1,18) = 3,3$, $p = 0,09$ e $F(1,18) = 2,6$, $p = 0,12$, respectivamente, PC1 e PC2).

TABELA 2 - Média e erro padrão da variância explicada pelos quatro primeiros componentes principais (PC1, PC2 e PC3) de PCA – 6 e PCA-3 para as tarefas DMX e DMN. O número em parênteses refere-se ao número de sujeitos que precisaram daquele PC para explicar 90% da variância dos ângulos articulares.

		DMX		DMN	
		ADULTO	IDOSO	ADULTO	IDOSO
PCA-6	PC1	87,4±3,2 (6)	87,6±4 (7)	70,8±3,4	78,7±4,3 (2)
	PC2	8,5±2,4 (3)	7,5±3 (2)	15,4±1,5 (4)	11±2 (5)
	PC3	2,8±1 (1)	3,3±1 (1)	8±1 (4)	5,8±1,5 (2)
	PC4	0,8±0,2	0,9±0,1	3,4±0,7 (2)	2,7±0,5 (1)
PCA-3	PC1	92,3±1,9 (7)	87,3±4,3 (5)	82,9±4,2 (6)	87,8±3,4 (6)
	PC2	7,4±1,9 (3)	10,7±2,8 (4)	15,6±3,8 (4)	10,7±2,8 (4)
	PC3		2±1,8 (1)	1,5±0,5	1,5±0,6

Os resultados apresentados foram similares quando analisando as seis articulações (PCA-6). Os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril (FIGURA 13A e B). Em adição, os idosos apresentaram maior contribuição dos movimentos do quadril enquanto maior contribuição dos movimentos do joelho foi apresentada pelo grupo ADULTO.

Duas MANOVAs com dois fatores (*GRUPO* e *TAREFA*) foram utilizadas, tendo como variáveis dependentes a contribuição de cada articulação para o PC1 (primeira MANOVA) e para o PC2 (segunda MANOVA). A MANOVA para o PC1 indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,2; $F(6,13) = 22,6$, $p < 0,001$), mas não entre as tarefas (*Wilks' Lambda* = 0,9; $F(6,13) = 0,43$, $p = 0,74$). Análises univariadas revelaram que as contribuições do quadril e do joelho foram diferentes entre os grupos ($F(1,18) = 22,1$, $p < 0,001$ e $F(1,18) = 27,4$, $p < 0,001$, respectivamente). A contribuição do quadril foi maior para o grupo IDOSO do que

para o grupo ADULTO enquanto a contribuição do joelho foi maior para o grupo ADULTO do que para o grupo IDOSO. A contribuição do tornozelo não apresentou diferença entre os grupos ($F(1,18) = 0,1, p = 0,78$). A MANOVA para o PC2 indicou diferença entre grupos ($Wilks' Lambda = 0,42; F(6,13) = 7,6, p = 0,002$) e entre as tarefas ($Wilks' Lambda = 0,12; F(6,13) = 38, p < 0,001$). Análises univariadas revelaram que as contribuições do quadril e do joelho foram diferentes entre os grupos ($F(1,18) = 11,5, p = 0,03$ e $F(1,18) = 7,5, p = 0,014$, respectivamente). Para o PC2, a contribuição do quadril foi maior para o grupo ADULTO e do joelho foi maior para o grupo IDOSO. A contribuição do tornozelo não apresentou diferença entre os grupos ($F(1,18) = 4, p = 0,061$). Interação significativa também foi apontada ($Wilks' Lambda = 0,47; F(6,13) = 6, p = 0,006$). Análises univariadas revelaram que a interação significativa ocorreu na contribuição do quadril ($F(1,18) = 12,5, p = 0,002$). A contribuição do quadril para o grupo ADULTO foi menor para a tarefa DMN.

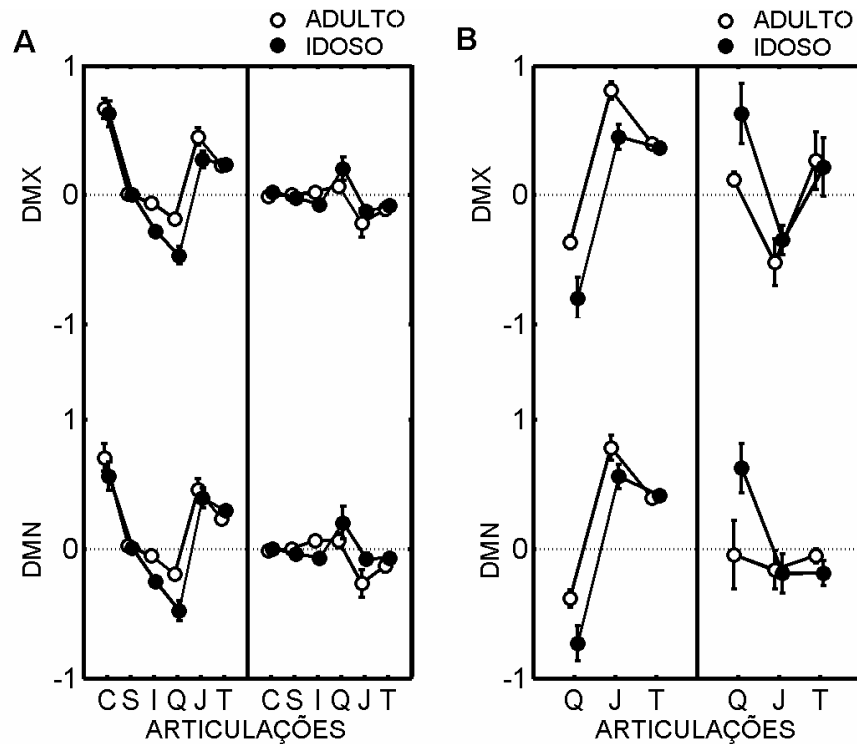


FIGURA 13 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise de componentes principais feita com as seis articulações (A) e com as articulações do quadril, joelho e tornozelo (B). Dados são do grupo ADULTO e do grupo IDOSO para as tarefas DMX e DMN. Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.

4.2.2.4 Análise da variedade não controlada (UCM)

Análise do UCM foi utilizada para verificar a hipótese de que duas variáveis estariam relacionadas a performance dos movimentos: a posição do centro de massa (CM) e a orientação do tronco (α_{TR}) com relação à vertical. A análise do UCM assume que variações dos ângulos articulares da configuração média em diferentes ciclos de movimento covariam para estabilizar variáveis relacionadas a performance da tarefa (no caso, a posição do CM e a orientação do α_{TR}). Tal análise gera dois índices de variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} . O primeiro índice reflete a quantidade de variância articular que não afeta a variável da tarefa selecionada (“variância boa”). O V_{ORT} reflete a quantidade de variância articular que afeta a variável da tarefa selecionada (“variância ruim”). A razão entre estes dois

componentes de variância ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) foi usada como um índice de estabilização das variáveis relacionadas a tarefa (CM e α_{TR}). Quando a razão entre estes dois componentes é significativamente maior que uma unidade, a hipótese de que a variável é estabilizada por uma sinergia multiarticular é confirmada. Análises foram executadas entre os ciclos de movimento para cada sujeito, cada amplitude de movimento e ID separadamente.

4.2.2.4.1 Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM

Os dois componentes de variância articular, o que não afetou o valor médio da variável relacionada a performance da tarefa (V_{UCM}) e o que afetou a variável relacionada a performance da tarefa (V_{ORT}) são apresentados na FIGURA 14A pelos valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo para o grupo ADULTO e para o grupo IDOSO nas duas tarefas. Os valores médios da razão $R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$ para os dois grupos e duas tarefas também são apresentados. Os valores de R_V foram maiores do que uma unidade apenas para o grupo ADULTO na tarefa DMN. ANOVA não revelou efeito de *GRUPO* ($F(1,18) = 4,4, p = 0,052$) e *TAREFA* ($F(1,18) = 0,2, p = 0,18$) para R_V . Em geral, ambos componentes de variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} , foram maiores para a tarefa DMX. ANOVA não revelou diferença entre grupos para os dois componentes de variância ($F(1,15) = 0,1, p = 0,9$ e $F(1,13) = 1,6, p = 0,23$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}), mas indicou diferença entre as tarefas ($F(1,15) = 13,24, p = 0,002$ e $F(1,13) = 22, p < 0,001$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}).

4.2.2.4.2 Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco

A quantidade de variância articular que não afetou o valor médio da variável relacionada a performance da tarefa (V_{UCM}) foi maior que a quantidade de variância articular que afetou a variável relacionada a performance da tarefa (V_{ORT}). Na FIGURA 14B são apresentados os valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo dos dois componentes da variância articular (V_{UCM} e V_{ORT}) para o grupo

ADULTO e para o grupo IDOSO nas duas tarefas. Os valores médios da razão $R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$ para os dois grupos e duas tarefas também são apresentados. Os valores de R_V foram maiores do que uma unidade para as duas tarefas e para os dois grupos. ANOVA não revelou efeito de *GRUPO* ($F(1,18) = 3,6, p = 0,073$) e *TAREFA* ($F(1,18) = 1,4, p = 0,25$) para R_V . Os dois componentes de variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} , foram maiores para a tarefa DMX e similares entre os grupos. ANOVA não revelou diferença entre grupos para os dois componentes de variância ($F(1,13) = 0,17, p = 0,7$ e $F(1,18) = 0,16, p = 0,7$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}), mas indicou diferença entre as tarefas ($F(1,13) = 17, p = 0,001$ e $F(1,18) = 17,5, p = 0,001$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}).

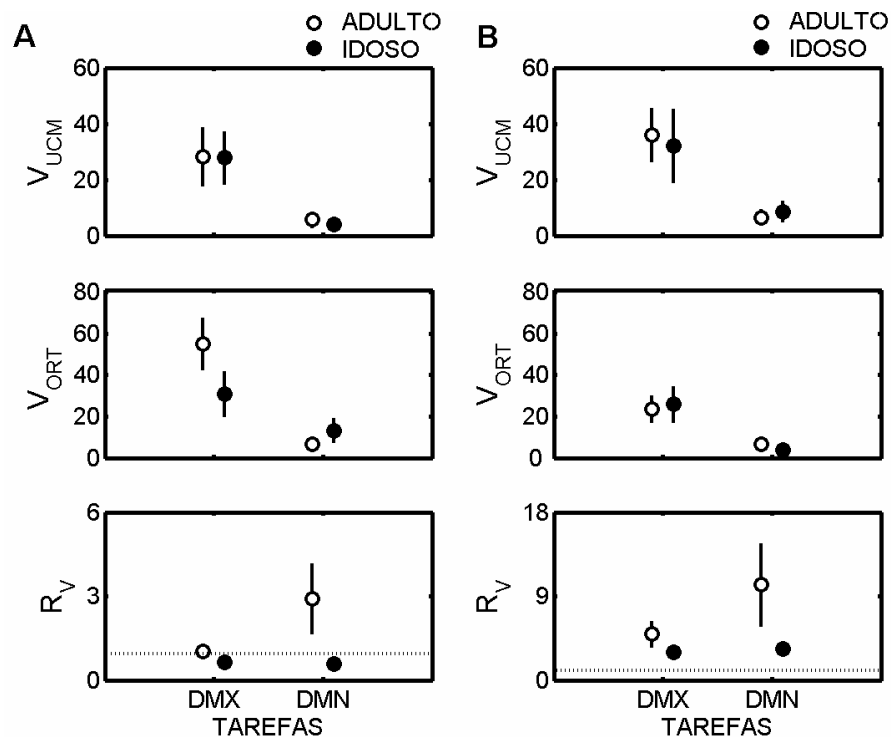


FIGURA 14 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} por graus de liberdade para as hipóteses de estabilização da orientação do tronco (A) e de estabilização da posição do CM (B) para os grupos ADULTO e IDOSO referentes as tarefas DMX e DMN. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) também são apresentados para cada grupo e tarefa. A linha tracejada em R_V representa uma unidade.

4.2.3 Comentários gerais sobre os resultados

O presente experimento foi desenvolvido com o objetivo de investigar quais os padrões de coordenação postural utilizados por adultos e idosos durante a postura ereta quieta e durante movimentos voluntários sem qualquer tipo de restrição ou perturbação.

Na tarefa de postura ereta quieta não foi observada diferença entre grupos nas quatro variáveis do CP, embora tenha sido observada uma tendência dos idosos apresentarem maior amplitude e velocidade de deslocamento do CP na direção ântero-posterior e maior área e trajetória do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Com relação aos padrões de coordenação na tarefa de postura ereta quieta, foram observadas diferenças entre grupos apenas nos padrões de ativação muscular, sendo que os idosos apresentaram maior atividade EMG dos músculos do tronco (reto do abdome, RA e eretor da espinha, ES) e coxa (vasto lateral, VL e bíceps femoral, BF) em comparação aos adultos.

Tanto os adultos como os idosos realizaram a tarefa DMX com maior amplitude de deslocamento do CP, maior índice de dificuldade efetivo e maior tempo de movimento. Para realizar a tarefa DMX, os dois grupos utilizaram maior amplitude de deslocamento do tronco inferior, quadril e tornozelo e apresentaram o pico de atividade EMG máxima dos músculos RA e vasto lateral (VL) mais tarde. As áreas de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA) e eretor da espinha (ES) foram maiores durante as tarefas DMN. Isto poderia ser um indicativo de estabilização do tronco durante esta tarefa em função dos movimentos terem sido realizados em velocidades maiores. De acordo com análise da variedade não controlada, a estabilização do tronco foi uma variável importante de controle durante as duas tarefas e para os dois grupos. Por outro lado, segundo a análise da variedade não controlada a localização do CM não foi uma variável priorizada pelos idosos nas duas tarefas e pelos adultos na tarefa DMX. Tal fato pode estar relacionado ao padrão de coordenação entre as articulações adotado pelos idosos. Os idosos realizaram os movimentos com maior contribuição do quadril (revelado pela razão entre tornozelo e quadril e PCA).

Em suma, adultos e idosos apresentam diferentes padrões de coordenação postural quando nenhuma restrição é imposta aos movimentos voluntários envolvendo o corpo todo.

5 EXPERIMENTO 2: PADRÕES DE COORDENAÇÃO POSTURAL DURANTE RESTRIÇÃO ESPACIAL: EFEITO DA AMPLITUDE E LARGURA DOS ALVOS

Quando nenhuma restrição foi imposta às tarefas, os padrões de coordenação postural que os idosos utilizaram para executar os movimentos voluntários do corpo inteiro durante a postura ereta apresentaram algumas diferenças quando comparado aos padrões de coordenação postural dos adultos. O presente experimento teve como objetivo investigar os padrões de coordenação postural quando a restrição espacial foi imposta aos movimentos voluntários de adultos e idosos. A restrição espacial foi imposta por alvos de diferentes larguras e amplitudes. Especificamente, as seguintes questões foram formuladas para o presente experimento:

Os idosos apresentam uma redução no desempenho das tarefas quando uma restrição espacial é imposta aos movimentos voluntários do corpo todo (tempo de movimento, acurácia e variabilidade do CP)?

Os idosos apresentam diferentes padrões de coordenação postural em termos cinemáticos e/ou padrões de ativação muscular em comparação aos adultos?

São os padrões de coordenação postural afetados pela acurácia imposta aos movimentos voluntários?

Quão flexíveis são os padrões de coordenação postural em função das restrições de acurácia imposta aos movimentos?

5.1 Método

5.1.1 Participantes

Os participantes deste experimento foram os mesmos do estudo anterior (ver experimento 1 para maiores detalhes) tanto do grupo IDOSO (idade média de 65 ± 3 anos, massa corporal média de 65 ± 13 kg e estatura média de 165 ± 8 cm) como do grupo ADULTO (idade média de 25 ± 4 anos, massa corporal média de 60 ± 10 kg e estatura média de 165 ± 9 cm). A participação dos sujeitos neste experimento foi voluntária e, antes do início do primeiro experimento, cada participante assinou o Termo de Consentimento pós-informação para participação da pesquisa (em anexo) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

5.1.2 Protocolo Experimental

Os equipamentos utilizados e grande parte do processamento dos dados foram similares entre os experimentos (descrito no experimento 1) e não serão descritos para os experimentos 2 e 3. Apenas os procedimentos, processamento dos dados e análise estatística específicos a estes experimentos serão reportados.

5.1.2.1 Procedimentos

A posição instantânea do CP foi apresentada no monitor como um ponto amarelo (cursor) se movendo sobre um fundo preto entre dois alvos (FIGURA 15). Cada alvo foi definido por duas linhas horizontais vermelhas. O deslocamento do CP na direção anterior (posterior) produziu movimento do cursor para cima (baixo). Cada participante executou pelo menos 10 tentativas. Em cada tentativa, a tarefa foi apresentada como uma combinação de uma amplitude de movimento (A) particular e um tamanho de alvo particular. As amplitudes de movimento foram 4,5 e 9 cm e as magnitudes das larguras (L) dos alvos foram selecionadas de modo que os índices de dificuldade ($ID = \log_2(2A/L)$, FITTS, 1954) fossem iguais a 1,7; 2,0; 2,3; 2,6 e 2,9.

As larguras dos alvos variaram de 1,2 cm (ID = 2,9) a 5,54 cm (ID = 1,7). As combinações de A e ID (tarefas) foram apresentadas em uma ordem pseudo-aleatória. Uma sessão de treinamento foi executada antes de iniciar as tarefas. Ela consistiu de pelo menos uma tentativa em cada combinação de A e ID. Cinco sujeitos de cada grupo participaram do presente experimento e, em seguida, participaram do experimento 3. Os outros cinco sujeitos de cada grupo participaram primeiramente do experimento 3 e, em seguida, deste experimento.

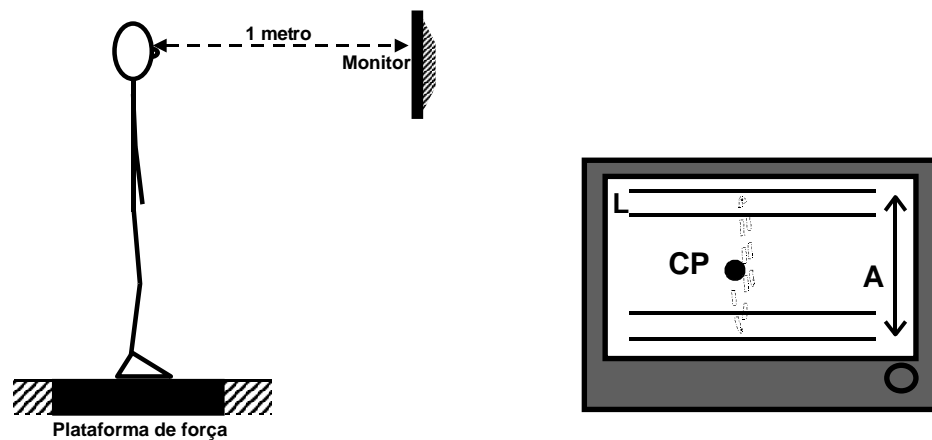


FIGURA 15 - Desenho experimental e feedback visual demonstrado na tela do monitor. O círculo cheio representa o CP e as quatro linhas horizontais na tela do monitor indicam os alvos a serem alcançados em duas amplitudes (demonstrada pela letra -A-) e cinco larguras (demonstrada pela letra -L-).

Cada tentativa consistiu de executar movimentos cíclicos com o corpo todo por 45 s sem mover os pés, de modo que o deslocamento do cursor no monitor oscilasse entre os dois alvos. Os participantes foram solicitados a executarem os movimentos o mais rápido e acurado possível. Tentativas contendo mais que 20% de erros (não alcançando ou ultrapassando os alvos) foram rejeitadas e repetidas até três vezes. Se após três tentativas os participantes apresentaram mais que 20% de erros, a tentativa que apresentou menor margem de erro foi considerada. Se a margem de erro foi similar entre estas tentativas, a tentativa que apresentou menor tempo de movimento foi considerada.

A localização de cada alvo foi determinada baseada nos limites de estabilidade e posição neutra do participante sobre a plataforma de força determinados pelas tarefas de postura ereta quieta (PEQ) e de limites de estabilidade

(LES). A posição média do CP durante a tarefa PEQ (descrita no experimento 1) foi assumida como a posição de referência do participante na plataforma de força. Na tarefa LES, o participante foi solicitado a mover lentamente o corpo (mantendo os pés em contato com a plataforma de força) para frente e para trás o máximo que pudesse para alcançar seus limites de estabilidade. Os alvos foram posicionados proporcionalmente a variações do CP com relação à posição de referência (em geral, 65% para frente e 35% para trás). Por exemplo, para as tarefas de amplitude de 9,0 cm de deslocamento do CP, a localização média do alvo anterior foi de 5,8 cm da posição de referência, enquanto a localização média do alvo posterior foi de 3,2 cm da posição de referência.

Cada participante executou pelo menos uma tentativa de 45 s de duração para cada tarefa. Os intervalos entre as tarefas dentro de uma condição foram de 60 s. Fadiga nunca foi reportada pelos participantes.

O desenho experimental manipulou dois fatores:

1. *Amplitude (A)*: Houveram duas amplitudes, 4,5 e 9 cm.
2. *Índice de dificuldade (ID)*: Cinco IDs foram utilizados (1,7; 2,0; 2,3; 2,6 e 2,9). As larguras dos alvos foram ajustadas às duas amplitudes de movimento para produzir esses IDs.

5.1.2.2 Processamento dos Dados

O processamento dos dados foi similar ao processamento dos dados referentes as tarefas de movimento voluntário do experimento 1. Para o presente experimento, as análises foram feitas para cada tarefa determinada pelas combinações entre uma amplitude particular e um ID particular. Trajetórias representando cada ciclo foram normalizadas no tempo em 102 amostras, cada par de amostras separadas por 2% da duração do ciclo. O número de ciclos em uma tentativa variou entre as tarefas (combinações de amplitude e ID) dependendo do tempo gasto por cada sujeito para realizar os movimentos. A mediana entre ciclos foi obtida para cada variável e utilizada para análise.

5.1.2.3 Análise estatística

Os dados no texto e Figuras são apresentados como médias e erros padrão entre sujeitos de cada grupo (ADULTO e IDOSO). Todos os testes estatísticos foram executados usando o pacote estatístico SPSS 10.1. Testes de normalidade e homogeneidade de variâncias foram utilizados. Quando necessário, foram utilizadas transformações logarítmicas dos dados. Análises de Variância (ANOVA) tendo como fatores *GRUPO* (ADULTO e IDOSO), *AMPLITUDE* (4,5 cm e 9,0 cm) e *ID* (índice de dificuldade, 1,7; 2,0; 2,3; 2,6 e 2,9) sendo os dois últimos fatores tratados como medidas repetidas foram utilizadas para análise estatística. Em adição, MANOVAs 2x2x5 (*GRUPO* x *AMPLITUDE* e *ID*) foram utilizadas tendo como variáveis dependentes amplitude das seis articulações; área da atividade EMG dos seis músculos; fase de atividade EMG máxima; índices de coativação muscular; contribuição das seis articulações para o PC1 e PC2 de PCA-6; contribuição das três articulações para o PC1 de PCA-3. Análise de regressão linear foi utilizada para variável tempo de movimento. Quando necessário, foram utilizadas análises univariadas e testes post-hoc com ajustes de Bonferroni. Teste não paramétrico Mann-Whitney U para duas amostras independentes foi utilizado para comparações entre grupos para a variável tempo de coativação devido a não pariedade dos dados e ao pequeno número das amostras em cada grupo. Para essa variável também foi utilizado teste não paramétrico de Friedman para verificar efeitos dos parâmetros da tarefa (Amplitude e ID). O nível de significância foi mantido em 0,05.

5.2 Resultados

Na tarefa LES o deslocamento ântero-posterior do CP foi utilizado para determinar os limites de estabilidade dos sujeitos para frente e para trás em relação à posição de referência determinada na tarefa PEQ. A variação média do CP na direção ântero-posterior para o grupo ADULTO foi de 19 ($\pm 0,4$) cm e para o grupo IDOSO foi de 16,6 ($\pm 0,8$) cm. O grupo ADULTO apresentou maior deslocamento ântero-posterior do CP comparado ao grupo IDOSO ($F(1,18) = 6,98$, $p = 0,017$). A diferença nos limites de estabilidade entre os grupos foi determinada principalmente

pelo deslocamento anterior a posição de referência. Isto é, indivíduos adultos conseguiram deslocar mais à frente o CP em relação à posição de referência do que os idosos ($F(1,19) = 15,53, p = 0,001$). No entanto, o deslocamento do CP para trás (posterior a posição de referência) não foi diferente entre grupos ($F(1,18) = 0,47, p = 0,50$). A porcentagem de deslocamento para frente e para trás do CP foi diferente entre grupos ($F(1,19) = 5,04, p = 0,038$). Adultos deslocaram cerca de 63,5 % (± 2) à frente e 36,5 % (± 2) para trás do valor total do limite de estabilidade. Os idosos deslocaram 55 % (± 3) para frente e 45 % (± 3) para trás do valor total do limite de estabilidade.

Em geral, os participantes foram capazes de realizar as tarefas com as restrições impostas (veja detalhes mais à frente). Os resultados para essas tarefas serão apresentados na seguinte seqüência: descrição geral das tarefas; relação entre velocidade e acurácia e descrição dos padrões de coordenação. Para a descrição dos padrões de coordenação serão apresentadas análises dos registros cinemáticos e da atividade eletromiográfica (EMG). Ainda nesta parte serão apresentadas as análises que foram realizadas utilizando a Análise de Componentes Principais (PCA) ao longo da série temporal de seis articulações (*PCA-6*) e ao longo da série temporal das articulações do quadril, joelho e tornozelo (*PCA-3*). Em seguida, serão descritos os resultados utilizando a ferramenta computacional da hipótese da variedade não controlada (“Uncontrolled Manifold”, UCM) para duas variáveis: hipótese de estabilização da posição do centro de massa (CM) e hipótese da orientação do tronco (α_{TR}).

5.2.1 Características gerais das tarefas

Em geral, os sujeitos foram capazes de realizar as tarefas com as restrições impostas. No entanto, o grupo IDOSO apresentou maior número de erros nas tarefas de menor amplitude ($A = 4,5$ cm) e maiores índices de dificuldade (ID, 2,6 e 2,9) do que a margem de erro estabelecida inicialmente em 20% ($28 \pm 7,5\%$ e $30 \pm 7\%$). Para o grupo ADULTO os erros nessas tarefas foram de $11 \pm 3\%$ e $14 \pm 4\%$, respectivamente para os IDs de 2,6 e 2,9. Em adição, a porcentagem de erro foi menor para a maior amplitude de movimento e aumentou linearmente com o

aumento do índice de dificuldade para os dois grupos. Análise de variância (ANOVA) de três fatores *GRUPO* (adulto e idoso), *AMPLITUDE* (4,5 e 9,0) e *ID* (1,7, 2,0, 2,3, 2,6 e 2,9), tendo como variável dependente a porcentagem de erros, revelou diferença entre grupos ($F(1,18) = 6,3$, $p = 0,022$), amplitudes de movimento ($F(1,18) = 33,3$, $p < 0,001$) e IDs ($F(4,72) = 14,5$, $p < 0,001$). O grupo IDOSO apresentou porcentagem maior de erros do que o grupo ADULTO, principalmente para as tarefas de menor amplitude de movimento e maior ID. Teste post-hoc com ajustes de Bonferroni apontou diferenças entre o maior ID (2,9) e todos os demais IDs.

Na FIGURA 16 são apresentadas as séries temporais do CP, ângulos articulares (θ) e atividade eletromiográfica (EMG) dos seis músculos analisados. Cada conjunto de dados representa uma tarefa definida pela combinação entre amplitude de movimento (A) e índice de dificuldade da tarefa (ID). Apenas as tarefas de maior amplitude (A = 9,0 cm) são apresentadas para um sujeito do grupo ADULTO (FIGURA 16A) e um sujeito do grupo IDOSO (FIGURA 16B). As excursões dos ângulos articulares (θ) da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) são apresentadas. Todas as articulações analisadas foram envolvidas na execução das tarefas. Os movimentos das articulações do joelho e tornozelo foram em direção oposta aos movimentos do quadril tanto para o sujeito ADULTO como para o sujeito IDOSO. Atividades EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) também são apresentadas. Em geral, maiores atividades EMG dos músculos ES e GM são apresentadas tanto para o sujeito ADULTO como para o sujeito IDOSO.

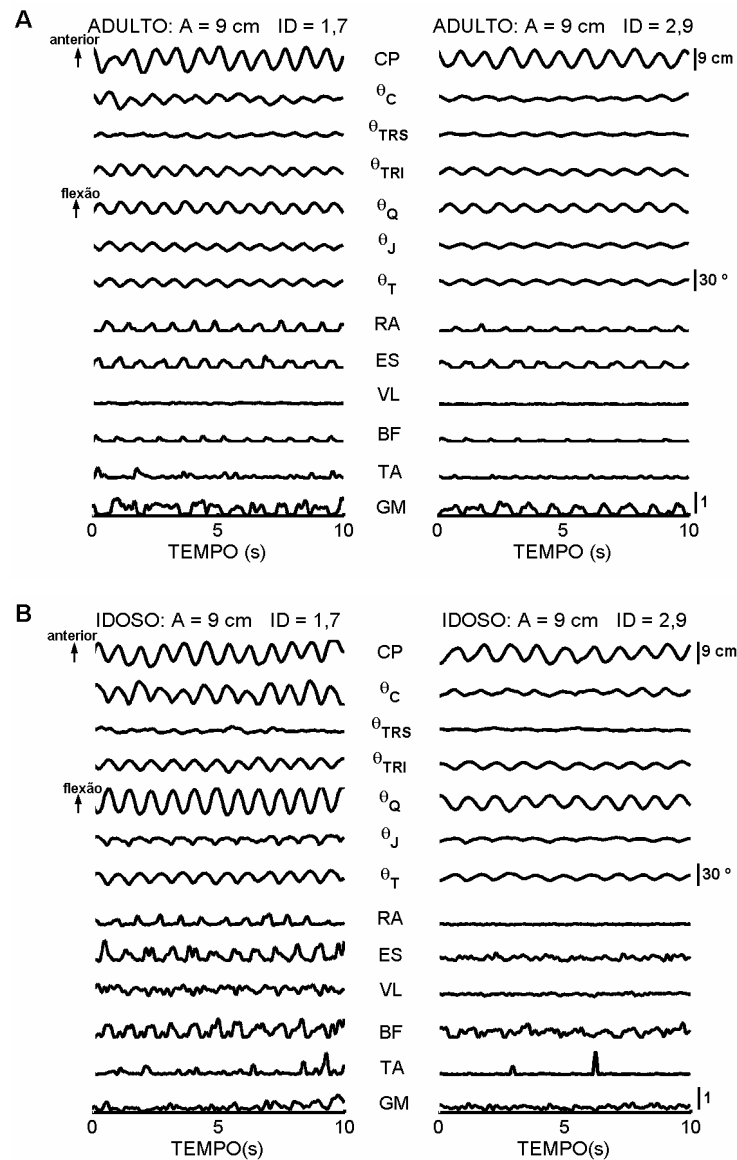


FIGURA 16 - Exemplo de 10 s da série temporal do deslocamento do CP (CP), ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas com amplitude de 9 cm e menor e maior índice de dificuldade (ID) (1,7 e 2,9, respectivamente). Dados apresentados são de um sujeito de cada grupo (em A, ADULTO e em B, IDOSO). As barras verticais representam 9 cm para o deslocamento do CP, 30° para os ângulos articulares e 100% da CVMI para atividade EMG.

As médias (\pm E.P.) entre ciclos dos dados da FIGURA 16 são apresentadas na FIGURA 17. Os sujeitos são os mesmos da FIGURA 16. Os ciclos foram determinados pela detecção de vales na série temporal do CP (ver métodos para maiores detalhes). A primeira metade do ciclo (0 a 50%) refere-se aos

movimentos do CP na direção anterior e a segunda metade do ciclo (50 a 100%) refere-se ao movimento do CP na direção posterior. Note um padrão relativamente simétrico do CP e das excursões das articulações nas duas combinações de A e ID, enquanto os padrões de atividade muscular apresentam diferentes características com a direção dos movimentos (compare a primeira metade do ciclo e a segunda metade do ciclo da FIGURA 17).

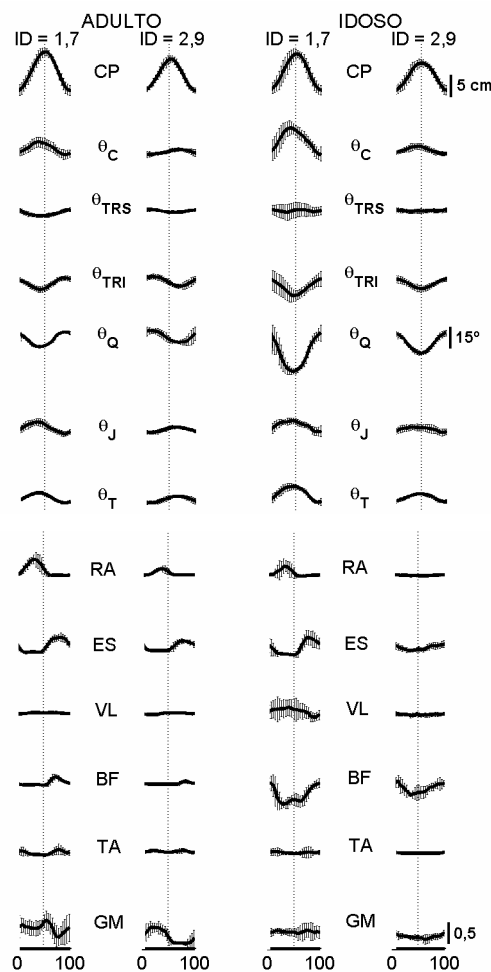


FIGURA 17 - Média e erro padrão dos deslocamentos do CP, excursões das articulações e atividade EMG obtida entre os ciclos durante cada tarefa para um sujeito do grupo ADULTO e um sujeito do grupo IDOSO. As tarefas foram para maior amplitude (9,0 cm) e os dois índices de dificuldade (ID; 1,7 e 2,9) para o mesmo sujeito da FIGURA 16. A primeira metade do ciclo (de 0 a 50%) representa os movimentos para frente e a segunda metade do ciclo (de 0% a 100%) representa os movimentos para trás. As barras verticais representam 5 cm para o deslocamento do CP, 15° para os ângulos articulares e 50% da CVMI para atividade EMG.

Todas as variáveis analisadas foram consistentes de ciclo-a-ciclo, entre as tarefas (combinação de A e ID) e entre os sujeitos. As variáveis relacionadas ao CP, ângulos articulares e atividade EMG foram analisadas utilizando a mediana entre ciclos para cada tarefa (combinação de A e ID) e sujeito. Os dados serão apresentados como médias e erros padrão entre sujeitos dentro de cada grupo.

5.2.2 Relação entre velocidade e acurácia

Em geral, tempos de movimento (TM) mais longos foram necessários para executar as tarefas de maior ID para os dois grupos. ANOVA não indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 0,54, p = 0,47$) e entre as amplitudes de movimento ($F(1,17) = 0,37, p = 0,55$), mas revelou entre os IDs ($F(4,72) = 12,4, p < 0,001$). O TM aumentou com o aumento do ID. Testes post-hoc com ajustes de Bonferroni apontaram que o TM da tarefa de menor ID foi diferente do TM das tarefas com IDs maiores e o TM da tarefa de maior ID foi diferente do TM das tarefas com IDs 1,7 e 2,0.

As relações entre TM e ID são ilustradas na FIGURA 18A. A média e erro padrão dos TMs (referentes a meio ciclo) são apresentados para os dois grupos e para cada combinação de A (4,5 e 9,0 cm) e ID (1,7; 2,0; 2,3; 2,6 e 2,9). Note que os pontos dos dados para as duas amplitudes de movimento formam duas linhas de regressão diferentes e com diferentes inclinações para cada amplitude e grupo. As linhas de regressão são apresentadas para cada amplitude de movimento e grupo separadamente utilizando a relação proposta por FITTS (1954): $TM = a + b \cdot \log_2(2A/L)$, onde A é a amplitude de movimento e L a largura do alvo. Os valores das linhas de regressão para todas as condições são apresentados na TABELA 3.

TABELA 3 - Resultados dos ajustes dos dados a equação de FITTS (1954).

Grupo	Amplitude	MT =a+b*ID			MT =a+b*ID _e		
		a (ms)	b (ms)	r	a (ms)	b (ms)	r
ADULTO	4,5 cm	157	138	0,98**	-29	290	0,86
	9,0 cm	136	110	0,98**	-106	225	0,90*
IDOSO	4,5 cm	60	337	0,55	-211	443	0,82
	9,0 cm	67	310	0,97**	34	218	0,41

Intercepto (a), inclinação (b), e coeficiente de correlação (r) para as linhas de regressão linear ajustadas pela equação de Fitts usando índice de dificuldade (ID) e índice de dificuldade efetivo (ID_e). TM: Tempo de movimento.

Os TMs também foram representados como uma função do índice de dificuldade efetivo (ID_e), relacionado à performance atual dos participantes. A relação entre TM e ID_e é ilustrada na FIGURA 18B. O efeito de escala observado para diferentes amplitudes é mais evidente quando os TMs são apresentados em função do ID_e, principalmente para o grupo ADULTO. O ID_e foi definido pela razão entre amplitude efetiva (A_e) e largura efetiva dos alvos (L_e). A variação do ID_e foi menor do que a estabelecida pela tarefa (1,4 a 2,9) principalmente para as tarefas de A = 4,5 cm. Para o grupo ADULTO, o ID_e variou de 1,5 a 2,6 e para o grupo IDOSO, variou de 1,4 a 2,0.

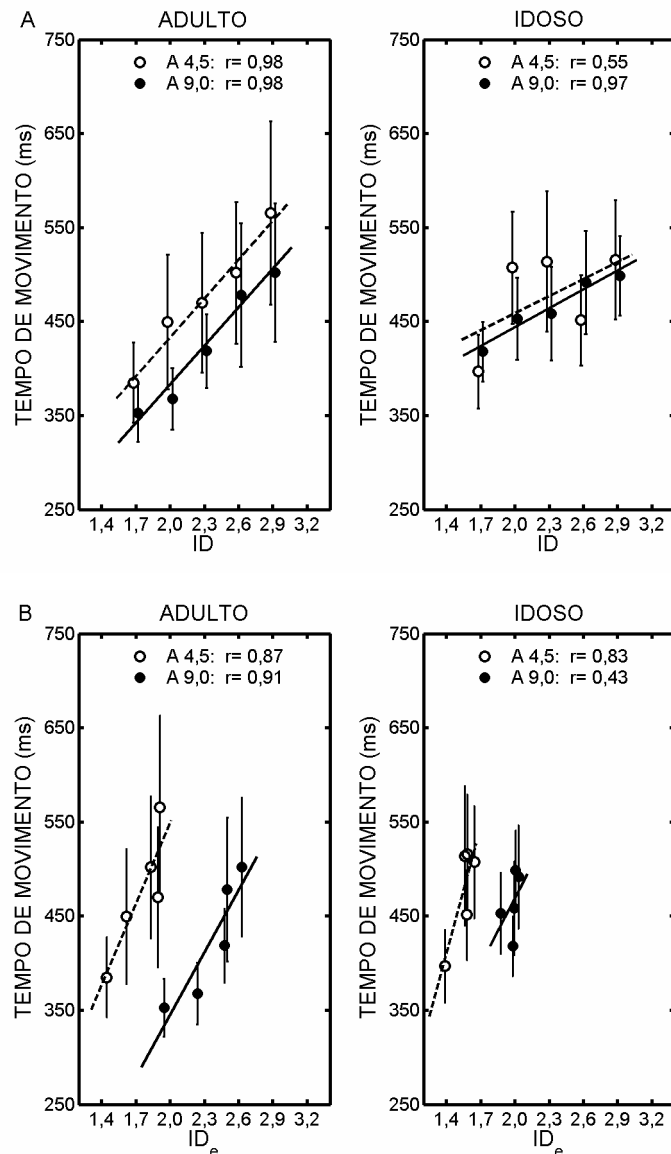


FIGURA 18 – Relação entre Tempo de Movimento e índice de dificuldade (ID) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO (em A) e os mesmos dados do TM com o índice de dificuldade efetivo (ID_e, em B). Os valores representam as médias e erros padrão entre os sujeitos de cada grupo. Linhas de regressão linear são apresentadas. Tempo de Movimento é apresentado em milissegundos.

Para os dois grupos, as amplitudes de deslocamento do CP (definida por A_e) foram maiores para amplitude de movimento de 9,0 cm. Além disso, os sujeitos realizaram as tarefas em amplitudes maiores do que as estabelecidas pelas tarefas. Os valores médios de A_e do grupo ADULTO foram 4,9 e 9,6 cm, respectivamente para as amplitudes de 4,5 e 9,0 cm. Para o grupo IDOSO estes

valores foram maiores: 5,2 e 10 cm, respectivamente para as amplitudes de 4,5 e 9,0 cm. Com o aumento do ID os sujeitos dos dois grupos apresentaram valores menores de A_e na tentativa de atender as restrições das tarefas. ANOVA não indicou diferença entre grupos ($F(1,17) = 0,5, p = 0,5$), mas revelou diferença entre as amplitudes de movimento ($F(1,17) = 2795, p < 0,001$) e entre os IDs ($F(4,68) = 1,7, p < 0,001$). ANOVA apontou interação significativa entre GRUPO x AMPLITUDE x ID ($F(4,68) = 5,25, p = 0,001$) e entre GRUPO x ID ($F(4,68) = 3, p = 0,022$). A redução de A_e com o aumento do ID foi observada principalmente para o grupo IDOSO. Testes post-hoc com ajustes de Bonferroni apontaram diferenças entre os IDs 1,7 e 2,0 e os demais (2,3; 2,6 e 2,9).

A variabilidade na amplitude efetiva dos movimentos representada por L_e também foi dependente das amplitudes e IDs das tarefas. L_e foi maior para as tarefas de amplitudes maiores e de menores IDs, principalmente para o grupo IDOSO. Nestas tarefas os alvos eram maiores e os sujeitos podiam realizar os movimentos com maior variabilidade sem cometer erros. A redução de L_e foi necessária para que a acurácia fosse mantida nas tarefas de alvos menores. A ANOVA tendo como variável dependente a largura efetiva dos movimentos (L_e), indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 5,9, p = 0,027$), entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) = 42,5, p < 0,001$) e entre os IDs ($F(4,72) = 16,8, p < 0,001$). ANOVA apontou interação significativa entre GRUPO x ID ($F(4,72) = 3,5, p = 0,01$) e entre GRUPO x AMPLITUDE ($F(4,72) = 4,7, p = 0,04$). Os dois grupos apresentaram L_e maior para os movimentos de maior amplitude e menor ID, porém o grupo IDOSO apresentou maior L_e do que o grupo ADULTO em todas as tarefas (combinações de A e ID). A redução de L_e com o aumento do ID foi observada principalmente para o grupo ADULTO. Testes post-hoc com ajustes de Bonferroni apontaram diferenças entre os IDs 1,7 e 2,0 e os outros três IDs (2,3; 2,6 e 2,9).

A relação entre velocidade efetiva (V_e , calculada por A_e/TM) e a largura efetiva (L_e) para os dois grupos é apresentada na FIGURA 19. A linha de regressão para o grupo IDOSO apresentou uma inclinação maior do que a linha de regressão do grupo ADULTO, indicando que o grupo IDOSO foi mais afetado pela velocidade dos movimentos. A linha de regressão foi estatisticamente significativa tanto para o grupo ADULTO ($r = 0,83, p = 0,003$) como para o grupo IDOSO ($r = 0,97, p < 0,001$).

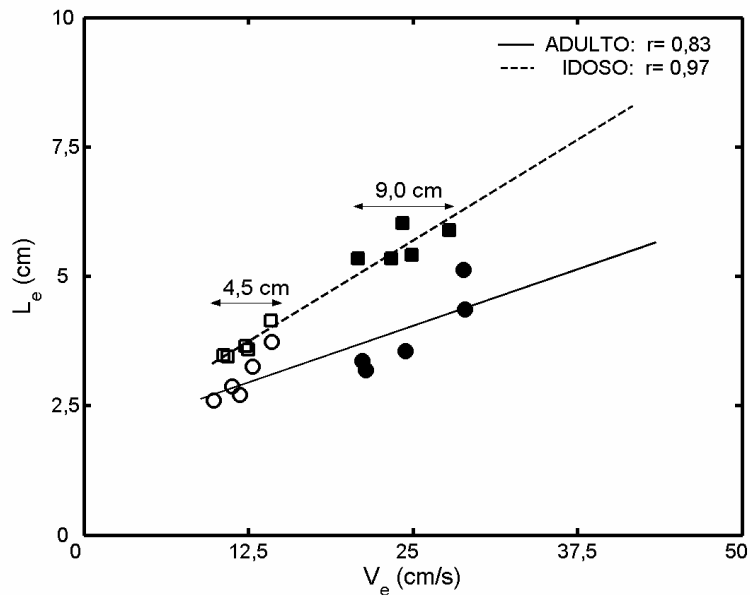


FIGURA 19 - Relação entre L_e e velocidade efetiva para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e ID). Os símbolos abertos (círculos para o grupo ADULTO e quadrados para o grupo IDOSO) representam a amplitude de 4,5 cm. Os símbolos fechados representam a amplitude de 9,0 cm.

5.2.3 Padrões de coordenação postural

5.2.3.1 Amplitude articular

A amplitude articular (α) média da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para todas as tarefas é apresentada na FIGURA 20. As amplitudes articulares foram maiores para realizar as tarefas de maior amplitude de movimento (9,0 cm) para os dois grupos. Para as duas amplitudes de movimento, as amplitudes articulares diminuíram com o aumento do ID. A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes as amplitudes de movimento das seis articulações, não apontou diferença entre grupos, (*Wilks' Lambda* = 0,51, $F(6,13) = 2,1$, $p = 0,13$). A MANOVA revelou diferenças entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,37, $F(6,13) = 3,7$, $p = 0,024$) e entre os IDs (*Wilks' Lambda* = 0,48, $F(24,280) = 2,26$, $p = 0,001$). Análises univariadas revelaram diferenças entre as amplitudes de movimento para a amplitude articular das seis articulações ($F(1,18) > 8,2$, $p < 0,01$). Isto é, todas as articulações

apresentaram maior amplitude articular durante as tarefas de maior amplitude de movimento (9,0 cm). Análises univariadas também revelaram diferenças para o fator *ID* para a amplitude articular da cabeça, tronco superior (TRS), joelho e tornozelo ($F(4,72) > 2,5, p < 0,05$) mas não para a amplitude articular do quadril e do tronco inferior (TRI) ($F(4,72) < 1,4, p > 0,23$). Testes post-hoc indicaram que as amplitudes das articulações que apresentaram efeito de *ID* diminuíram para a tarefa de maior *ID* (2,9) quando comparadas as amplitudes das tarefas de menor *ID* (1,7). Interação entre os fatores *GRUPO* e *ID* ($F(4,72) = 3,16, p = 0,02$) para a amplitude de movimento do tronco superior (TRS) também foi revelada. O grupo ADULTO apresentou maior amplitude de movimento do TRS do que o grupo IDOSO e maior redução desta amplitude com o aumento do *ID*.

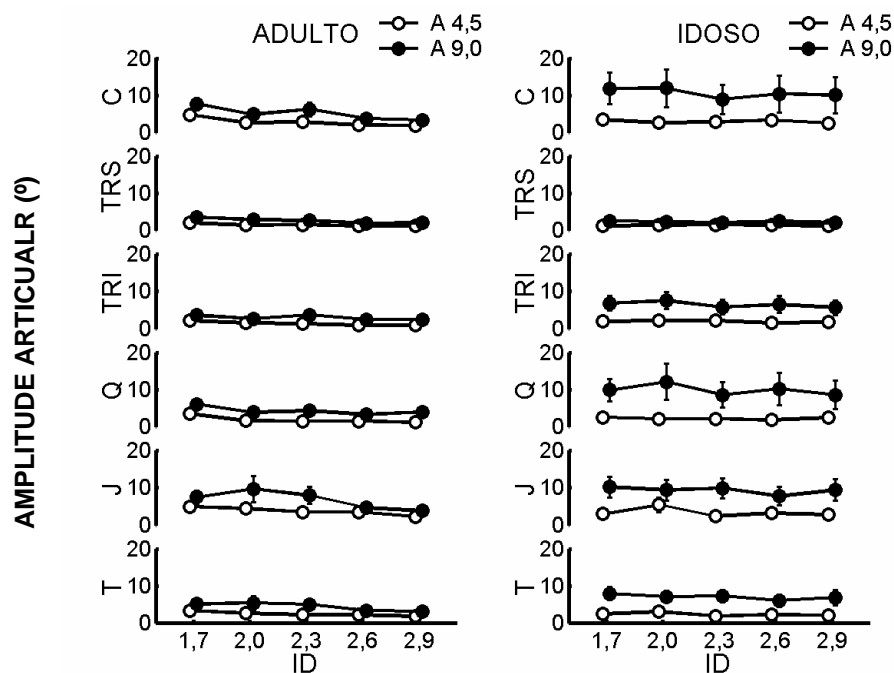


FIGURA 20 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Amplitude articular é dada em graus (°).

5.2.3.2 Razão entre Tornozelo e Quadril

Os valores médios (\pm E.P.) da razão entre as amplitudes das articulações do tornozelo e quadril (α_T / α_Q) para todas as tarefas são apresentados

na FIGURA 21. ANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*, não apontou diferença estatisticamente significativa para os três fatores ($F(1,18) = 1,2$, $p = 0,29$, $F(1,18) = 1,6$, $p = 0,22$ e $F(4,72) = 0,47$, $p = 0,8$, respectivamente).

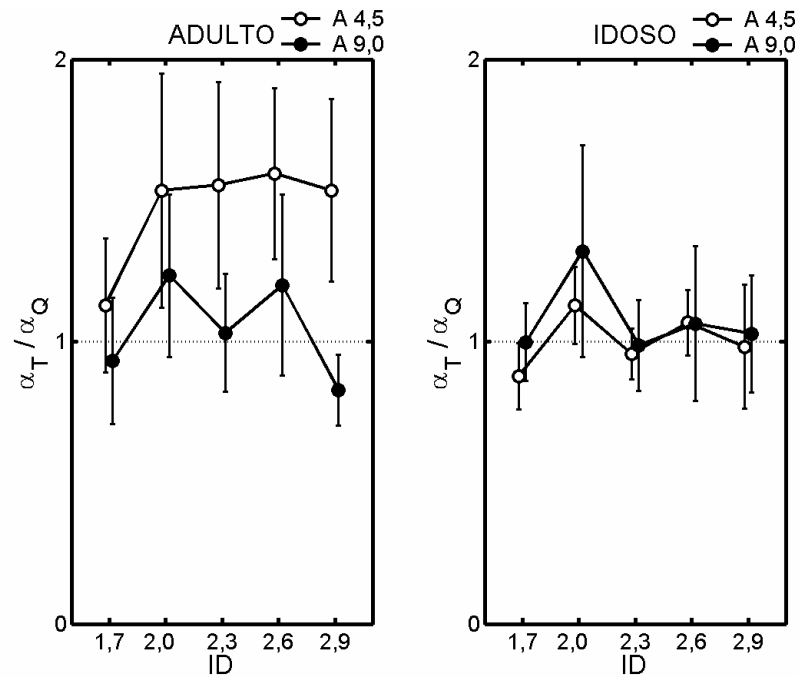


FIGURA 21 - Média e erro padrão da razão entre a amplitude articular (α) do quadril (Q) e do tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

5.2.3.3 Fase relativa entre Tornozelo e Quadril

Os valores médios da fase relativa entre as excursões das articulações do tornozelo e quadril para todas tarefas são apresentados na FIGURA 22. ANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*, não indicou diferença estatisticamente significativa para os três fatores ($F(1,18) = 1,0$; $p = 0,34$, $F(1,18) = 0,1$, $p = 0,92$ e $F(4,72) = 1,1$, $p = 0,37$, respectivamente).

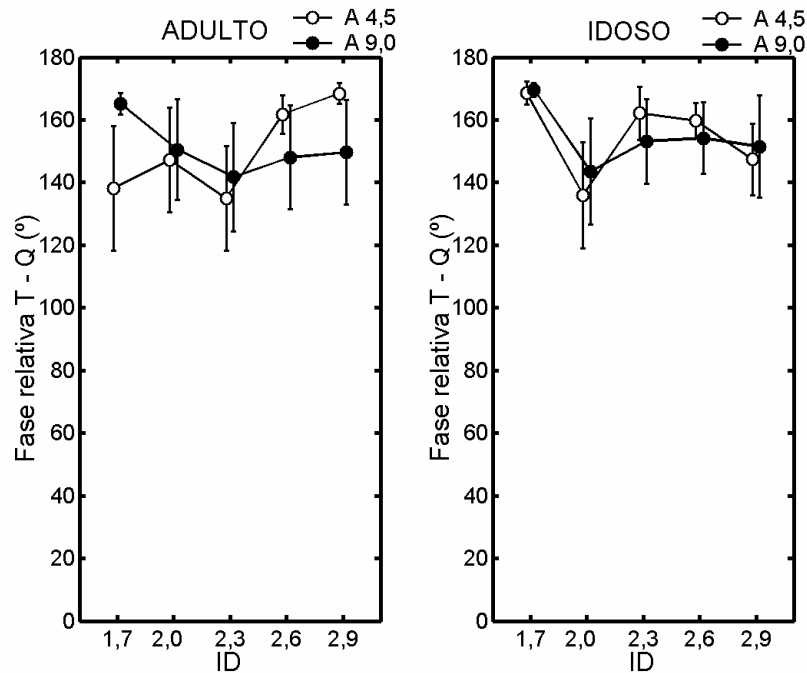


FIGURA 22 - Média e erro padrão da fase relativa entre a articulação do tornozelo (T) e do quadril (Q) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

5.2.3.4 Área da atividade EMG

As áreas da atividade EMG médias (\pm E.P.) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para todas as tarefas são apresentadas na FIGURA 23. Os valores são representados em porcentagem da contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Em geral, o grupo IDOSO apresentou maior área da atividade EMG em comparação ao grupo ADULTO. Para as duas amplitudes de movimento, as áreas da atividade EMG diminuíram com o aumento do ID. A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes as áreas da atividade EMG dos seis músculos, apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,16, $F(6, 11) = 5,9$, $p = 0,017$) mas não entre amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,29, $F(6,11) = 2,9$, $p = 0,096$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre os IDs (*Wilk's Lambda* = 0,28, $F(24,248) = 2,7$, $p < 0,001$). Análises univariadas revelaram que a diferença entre grupos foi presente para os músculos RA, VL e BF ($F(4,64) > 8,7$, $p < 0,012$). Análises

univariadas revelaram diferenças para o fator *ID* para a maioria dos músculos ($F(4,64) > 4,2$, $p < 0,005$) com exceção do músculo VL ($F(4,64) < 1,8$, $p = 0,13$). Testes post-hoc indicaram que as áreas da atividade EMG dos músculos que apresentaram efeito de *ID* foram menores para a tarefa de maior *ID* (2,9) quando comparadas as tarefas de menor *ID* (1,7).

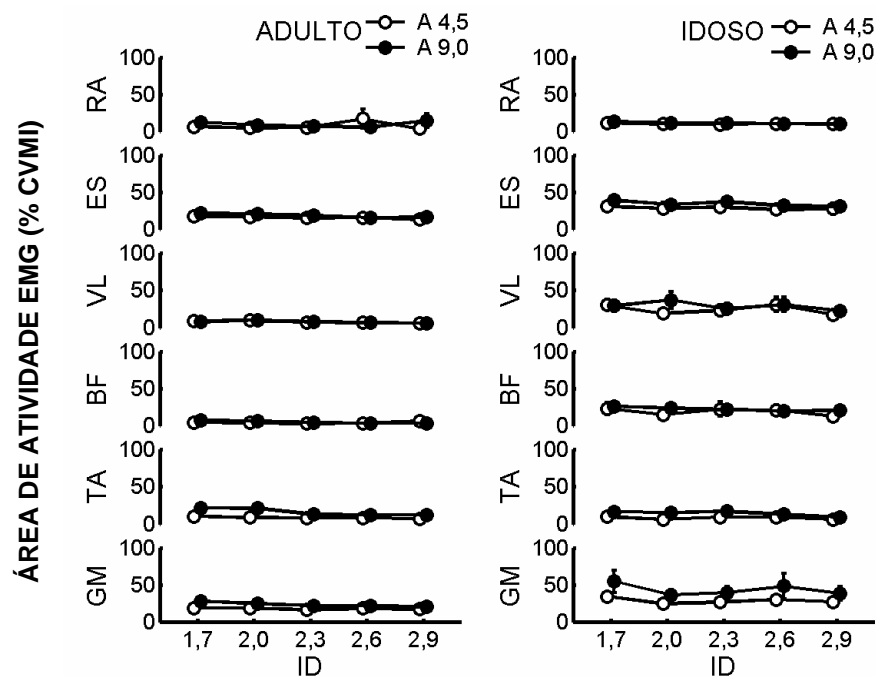


FIGURA 23 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), erector da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

5.2.3.5 Fase de atividade EMG máxima

O instante em que ocorreu o pico de atividade máxima de cada músculo foi analisado e corresponde a porcentagem do ciclo total. Os instantes médios (\pm E.P.) do pico máximo de cada músculo são apresentados na FIGURA 24. É importante ressaltar que os movimentos eram cíclicos e a atividade EMG pode ser relacionada a duas funções desempenhadas pelos músculos: frear o movimento do corpo para frente (trás) e gerar movimento do corpo para trás (frente). Em geral, o pico de atividade EMG do músculo GM ocorreu na primeira metade do ciclo antes de todos os músculos. O instante em que ocorreu o pico máximo dos músculos também

foi atrasado ou adiantado em função da amplitude de movimento. Por exemplo, o pico da atividade EMG do músculo TA ocorreu aproximadamente na metade do ciclo para os dois grupos na amplitude de 4,5 cm. O aumento da amplitude de movimento (9,0 cm) atrasou o instante em que ocorreu o pico de atividade EMG de TA (aproximadamente de 50% para 65% do ciclo).

A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes os instantes no ciclo em que ocorreu o pico de atividade EMG de cada músculo, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,81, $F(6, 11) = 0,42$, $p = 0,85$) e entre IDs (*Wilk's Lambda* = 0,61, $F(24,248) = 1,3$, $p = 0,15$). Entretanto, MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre as amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,28, $F(6,11) = 4,8$, $p = 0,012$). Análises univariadas revelaram diferenças para o fator *AMPLITUDE* para os músculos ES e TA ($F(1,16) > 5,7$, $p < 0,03$) mas não para os demais músculos ($F(1,16) < 3,1$, $p > 0,098$).

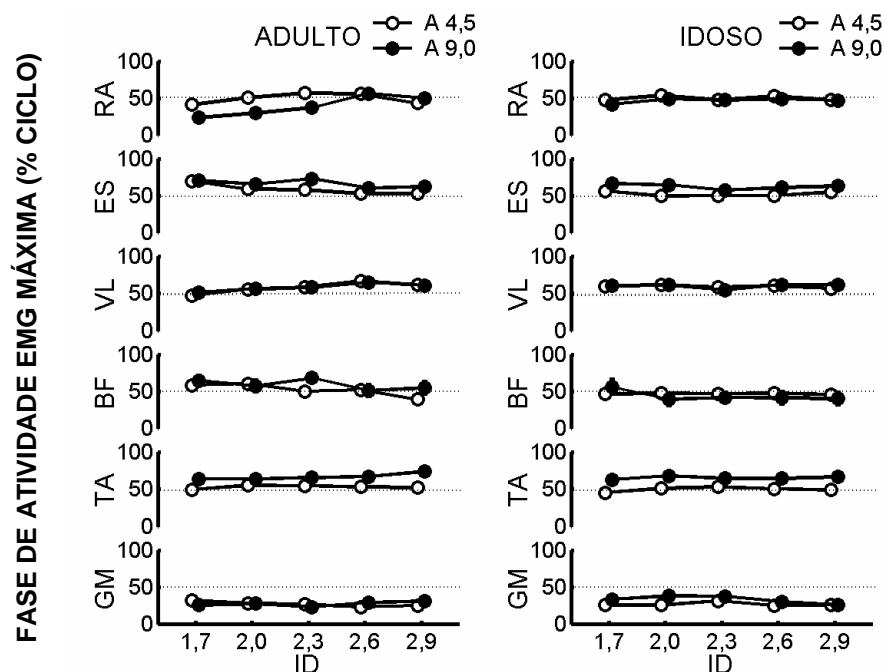


FIGURA 24 - Média e erro padrão do instante do pico da atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), erector da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Os dados representam a porcentagem do ciclo (%).

5.2.3.6 Coativação muscular

Os valores médios dos três índices de coativação (IC) entre os músculos RA-ES (IC1), VL-BF (IC2) e TA-GM (IC3) e dos tempos de coativação são apresentados na FIGURA 25 e na FIGURA 26, respectivamente, para todas as tarefas (combinações de A e ID). Os valores médios dos ICs correspondem aos valores dos ICs que apresentaram coativação maior que 20%. A TABELA 4 apresenta o número de sujeitos que não apresentou coativação durante as tarefas. Esse número foi maior para o grupo ADULTO para o IC1 e maior para o grupo IDOSO para o IC2. Os sujeitos que não apresentaram coativação não foram considerados na análise estatística e cálculo das médias e erros padrão apresentados na FIGURA 26. Em geral, os três ICs foram similares entre os grupos, amplitudes e IDs. A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes os ICs, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,8, $F(3, 16) = 1,4$, $p = 0,29$), entre amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,64, $F(3,16) = 3$, $p = 0,062$) e entre IDs (*Wilk's Lambda* = 0,9, $F(12,216) = 0,8$, $p = 0,62$).

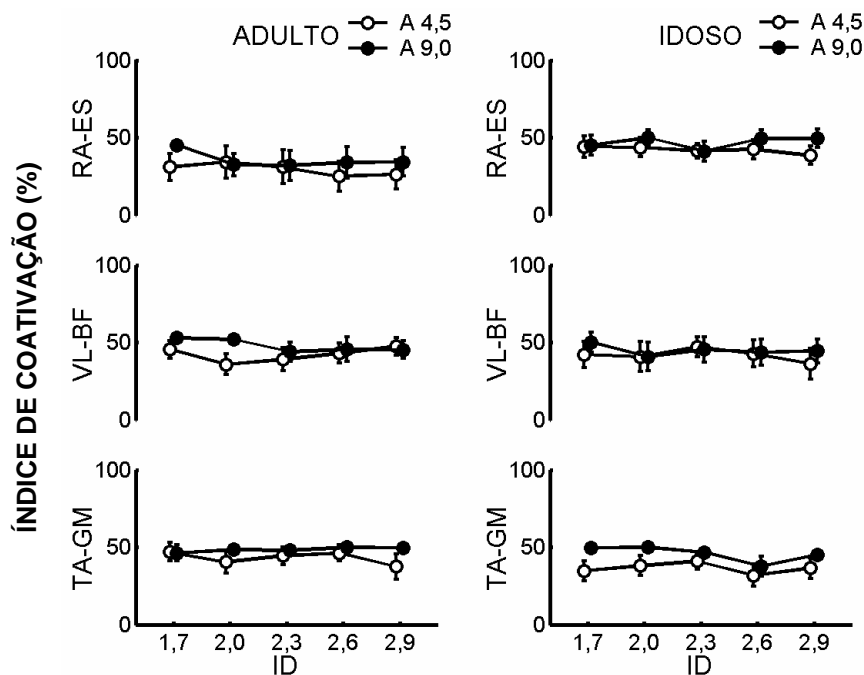


FIGURA 25 - Média e erro padrão da amplitude dos índices de coativação (IC) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Amplitude é dada em porcentagem.

TABELA 4 - Número de sujeitos que não apresentaram coativação entre os pares de músculos RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) para os dois grupos (ADULTO e IDOSO), duas amplitudes (4,5 e 9,0 cm) e cinco IDs (1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9).

ID	IC1				IC2				IC3			
	ADULTO		IDOSO		ADULTO		IDOSO		ADULTO		IDOSO	
	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0
1,7	4	0	1	1	1	0	2	1	1	1	2	0
2,0	4	3	0	0	2	0	3	3	2	0	2	0
2,3	5	4	0	1	2	1	1	2	1	0	1	0
2,6	5	4	1	0	1	2	2	2	1	0	3	2
2,9	5	3	1	0	1	1	4	2	3	0	2	0

Para comparações dos valores do tempo de coativação entre grupos foram utilizados testes não-paramétricos Mann-Whitney para cada IC e tarefa separadamente. Para os três ICs, não foram encontradas diferenças entre grupos para todas as tarefas ($U(14 - 20) < 14$, $p > 0,1$). Para comparações dentro de cada grupo foram utilizados testes não paramétricos de Friedman para cada IC. Para o grupo ADULTO, o teste não-paramétrico de Friedman indicou diferença entre as amplitudes de movimento e IDs para o tempo de coativação apenas do IC1 ($\chi^2 = 30,7$, $N = 5$, d.f. = 9, $p < 0,001$). Essa diferença foi devido ao tempo de coativação do IC1 ser maior para a menor amplitude de movimento e maiores IDs, exceto para o ID 2,9. Para o grupo IDOSO, teste não-paramétrico de Friedman indicou diferença entre as amplitudes de movimento e IDs para o tempo de coativação apenas do IC3 ($\chi^2 = 17,2$, $N = 6$, d.f. = 9, $p = 0,046$). Essa diferença foi devido ao tempo de coativação do IC3 ser menor para a maior amplitude de movimento e maiores IDs.

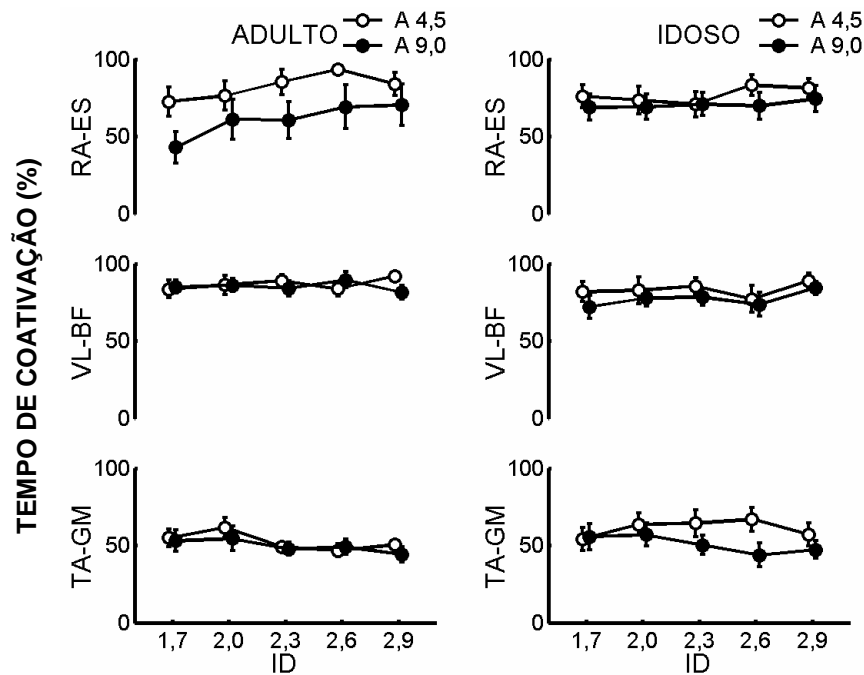


FIGURA 26 - Média e erro padrão do tempo de coativação para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Tempo é dado em porcentagem do ciclo.

5.2.4 Análise de Componentes Principais (PCA)

5.2.4.1 PCA com seis articulações (PCA-6)

Na FIGURA 27 são apresentadas as porcentagens médias (\pm E.P.) da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC) da análise com as seis articulações (PCA – 6). O número entre parênteses para o PC2 representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar 90% da variância total. Os demais sujeitos apresentaram que apenas o primeiro PC era suficiente para explicar 90% da variância total. A variância média do primeiro componente foi maior que 88% para o grupo ADULTO e 84 % para o grupo IDOSO. Apenas dois PCs foram suficientes para explicar 90% da variância total para todas as tarefas e sujeitos dos dois grupos. Em geral, a porcentagem explicada pelo PC1 foi maior para as tarefas de maior amplitude; conseqüentemente, a porcentagem explicada pelo PC2 foi maior para as tarefas de menor amplitude. ANOVAs tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes as porcentagens da variância

explicada pelo primeiro e segundo PC (PC1 e PC2, respectivamente), não apontou diferença entre grupos ($F(1,18) = 1, p = 0,32$ e $F(1,18) = 1,2, p = 0,29$, para PC1 e PC2, respectivamente) e entre IDs ($F(1,18) = 2,3, p = 0,067$ e $F(1,18) = 1,8, p = 0,14$, para PC1 e PC2, respectivamente). Entretanto, ANOVAs revelaram diferenças entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) = 11,4, p = 0,003$ e $F(1,18) = 11,1, p = 0,004$, respectivamente para PC1 e PC2). A variância foi maior para as tarefas de maior amplitude, o que indica que para os movimentos realizados em maior amplitude, um acoplamento maior entre as articulações foi observado do que para as tarefas de menor amplitude.

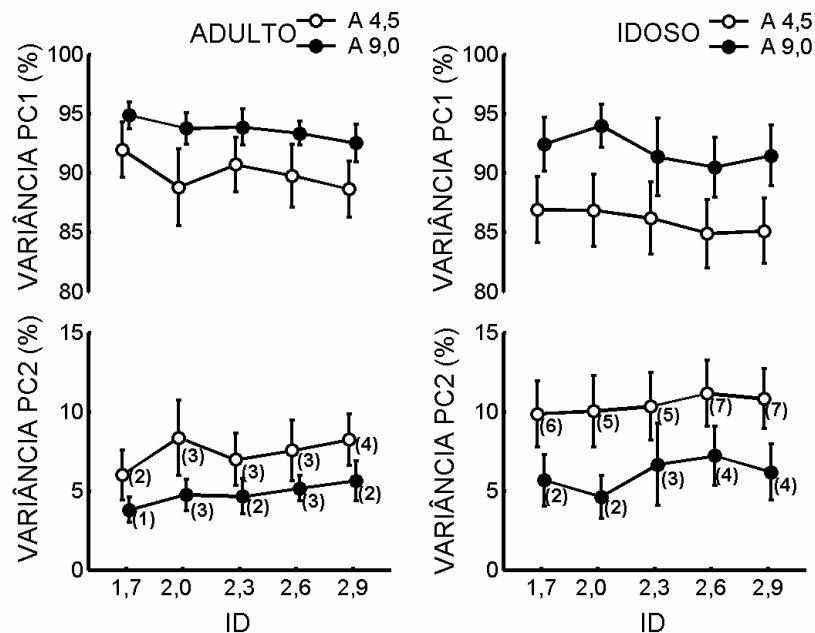


FIGURA 27 - Média e erro padrão da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise PCA – 6 articulações para o grupo ADULTO e IDOSO em todas as tarefas. O número entre parênteses representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar pelo menos 90% da variância total dos ângulos articulares. Variância é dada em porcentagem.

Os valores médios (\pm E.P.) da contribuição (*loading factor*) de cada articulação para o PC1 e PC2 é apresentada na FIGURA 28 para os dois grupos e todas as tarefas. Para o PC1, os resultados apresentados foram consistentes para os dez participantes do grupo ADULTO e nove dos dez participantes do grupo IDOSO. Para o PC2, a contribuição entre as articulações variou entre os sujeitos. Em geral,

contribuição das articulações foi similar entre grupos e tarefas (combinações de A e IDs). Como descrito nos Métodos, valores positivos (negativos) correspondem a movimentos de flexão (extensão). Para todas as tarefas, os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril. Em adição, os movimentos no tronco (superior, S e inferior, I, na FIGURA 28) apresentaram pouca ou nenhuma contribuição aos movimentos. A contribuição aumentada da cabeça na maioria das tarefas deve ser interpretada com cuidado. Movimentos da cabeça tinham pouca influência no deslocamento do CP e eram necessários para manter a visão no monitor para realização das tarefas. MANOVA com três fatores (*GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*) e tendo como variáveis dependentes a contribuição das seis articulações para o PC1 não indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,56; $F(6,13) = 1,6$, $p = 0,22$) e entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,76; $F(6,13) = 0,7$, $p = 0,67$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre os IDs (*Wilks' Lambda* = 0,54; $F(24,280) = 1,9$, $p = 0,008$). Análises univariadas revelaram que somente a contribuição da cabeça diminuiu com o aumento do ID ($F(4,72) = 4,8$, $p = 0,002$). MANOVA com três fatores (*GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*) e tendo como variáveis dependentes a contribuição das seis articulações para o PC2 não indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,47; $F(6,13) = 2,5$, $p = 0,079$), entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,80; $F(6,13) = 0,53$, $p = 0,78$) e entre os IDs (*Wilks' Lambda* = 0,77; $F(24,280) = 0,75$, $p = 0,79$).

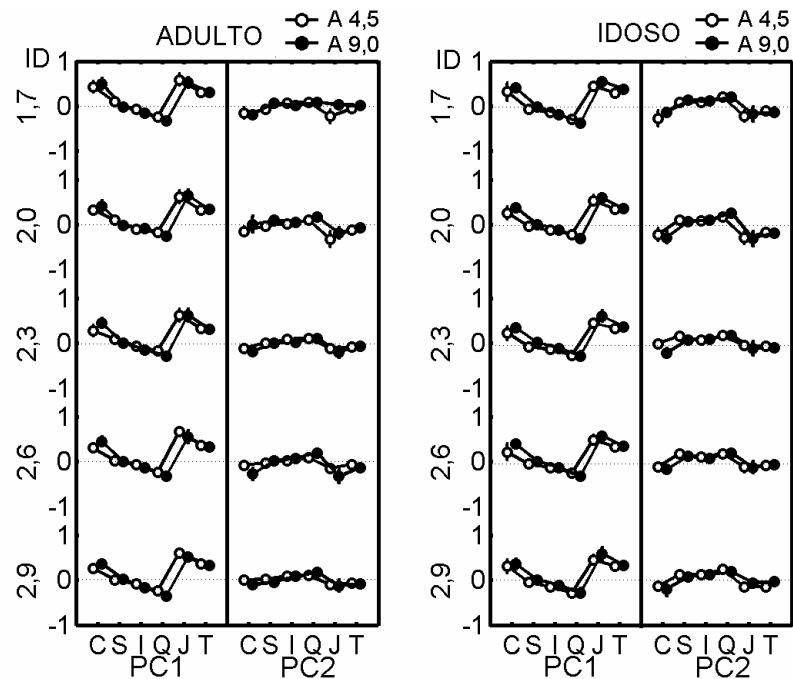


FIGURA 28 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.

5.2.4.2 PCA com três articulações (PCA-3)

Quando somente as séries temporais do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) foram sujeitas a PCA, a variância explicada pelo primeiro PC foi suficiente para explicar mais que 90% da variância total. Dessa forma, somente o PC1 foi analisado. A variância explicada pelo PC1 para o grupo ADULTO foi superior a 94% e para o grupo IDOSO superior a 92%. Em adição, apenas um sujeito do grupo ADULTO e dois sujeitos do grupo IDOSO precisaram mais de um componente principal para explicar mais que 90% da variância total. Tal fato também não foi presente em todas as tarefas, mas ocorreu principalmente nas tarefas de menor amplitude e maior ID. Em geral, a porcentagem explicada pelo PC1 foi maior para as tarefas de maior amplitude. ANOVAs tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variável dependente a porcentagem da variância explicada pelo primeiro PC (PC1), não apontou diferença entre grupos ($F(1, 18) = 2,3$ $p = 0,15$) e entre IDs ($F(4, 72) = 1,27$ $p = 0,29$). Entretanto, ANOVA revelou diferença entre as amplitudes de

movimento ($F(1,18) = 5,87, p = 0,026$). Similar a análise de PCA-6, um acoplamento maior entre as articulações foi observado para as tarefas de maior amplitude.

A FIGURA 29 apresenta os valores médios (\pm E.P.) da contribuição (*loading factor*) dos movimentos das articulações do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro PC, para os dois grupos e todas as tarefas. Oito dos dez participantes do grupo ADULTO e sete dos dez participantes do grupo IDOSO apresentaram a relação entre as articulações apresentada na FIGURA 29. Outros dois sujeitos de cada grupo apresentaram esse padrão apenas nas tarefas de menor amplitude, enquanto nas tarefas de maior amplitude maior contribuição do quadril foi observada. Apenas um sujeito do grupo IDOSO apresentou maior contribuição do quadril para todas as tarefas. Em geral, a contribuição das articulações foi similar entre grupos e amplitudes de movimento. Maior contribuição foi observada pelo joelho enquanto contribuições similares foram observadas entre as articulações do quadril e tornozelo para os dois grupos. Em todas as tarefas, os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril. Em adição, a contribuição dos movimentos do quadril aumentou para as tarefas de maior amplitude. MANOVA com três fatores (*GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*) e tendo como variáveis dependentes a contribuição das três articulações para o PC1 não revelou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,86; $F(6,13) = 0,84, p = 0,49$) e entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,82; $F(6,13) = 1,2, p = 0,35$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre os IDs (*Wilks' Lambda* = 0,73; $F(24,216) = 2, p = 0,03$). Análises univariadas revelaram que somente a contribuição do quadril foi diferente entre os IDs ($F(4,72) = 2,6, p = 0,044$); sendo que a contribuição do quadril diminuiu com o aumento do ID.

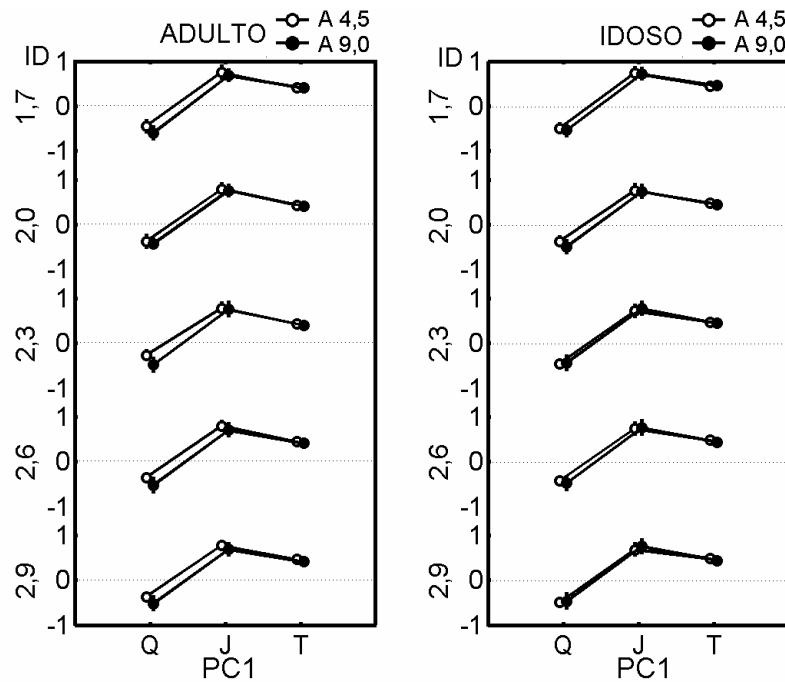


FIGURA 29 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro componente principal (PC1). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.

5.2.5 Análise da variedade não controlada (UCM)

Análise do UCM foi utilizada para verificar a hipótese de que duas variáveis estariam relacionadas a performance dos movimentos: a posição do centro de massa (CM) e a orientação do tronco (α_{TR}) com relação à vertical.

5.2.5.1 Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM

A quantidade de variância articular que não afetou o valor médio da variável relacionada à performance da tarefa (V_{UCM}) foi maior do que a quantidade de variância articular que afetou a variável relacionada à performance da tarefa (V_{ORT}). Na FIGURA 30 são apresentados os valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo dos dois componentes da variância articular (V_{UCM} e V_{ORT}) para o grupo ADULTO (A e B, respectivamente) e para o grupo IDOSO (D e E, respectivamente). Os valores médios da razão $R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$ para o grupo ADULTO e grupo IDOSO são apresentados em C e F, respectivamente. Os valores de R_V foram maiores do

que uma unidade e aproximadamente constantes entre os parâmetros da tarefa para os dois grupos. ANOVA revelou nenhum efeito de *GRUPO* ($F(1,16) = 1, p = 0,34$), *AMPLITUDE* ($F(1,16) = 0,65 p = 0,2$) e *ID* ($F(4,64) = 1,9, p = 0,12$) para R_V . Isto é, o índice de estabilização da posição do CM foi independente da amplitude. Em geral, ambos componentes de variância articular, V_{UCM} e V_{ORT} , aumentaram para a maior amplitude de movimento. ANOVA revelou diferença entre grupos para o componente V_{UCM} ($F(1,16) = 6, p = 0,026$) mas não para o componente V_{ORT} ($F(1,16) = 1,8, p = 0,20$). ANOVA confirmou efeito significativo de *AMPLITUDE* para V_{UCM} ($F(1,16) = 9,5, p = 0,007$) e para V_{ORT} ($F(1,16) = 6,4, p = 0,022$). Efeito significativo de *ID* não foi encontrado para V_{UCM} ($F(4,64) = 1,2, p = 0,33$) e para V_{ORT} ($F(4,64) = 2,2, p = 0,082$). Interação significativa entre *GRUPO* e *AMPLITUDE* foi revelada para V_{UCM} ($F(4,64) = 8,6, p = 0,01$). O grupo IDOSO apresentou maior variância no componente UCM do que o grupo ADULTO principalmente para as tarefas de 9,0 cm.

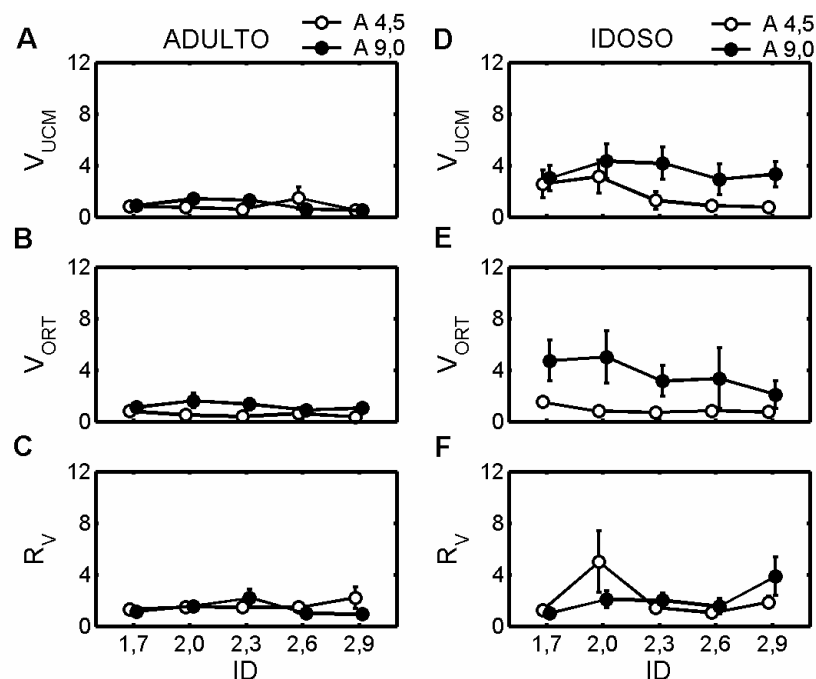


FIGURA 30 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da posição do CM. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.

5.2.5.2 Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco

Em geral, o componente V_{UCM} da configuração articular foi tipicamente maior do que o componente V_{ORT} , independente do grupo, amplitude de movimento e tamanho do alvo. As diferenças entre V_{UCM} e V_{ORT} foram maiores do que para a hipótese do CM como ilustrado na FIGURA 31 em C e F. ANOVA revelou nenhum efeito de *GRUPO* ($F(1,17) = 0,33, p = 0,57$), *AMPLITUDE* ($F(1,17) = 0,03, p = 0,96$) e *ID* ($F(4,68) = 0,55, p = 0,7$) para R_V . Na FIGURA 31 também são apresentados os valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo dos dois componentes da variância articular V_{UCM} e V_{ORT} obtidos com relação a hipótese de estabilização da orientação do tronco (α_{TR}) para os ADULTO (A e B, respectivamente) e para o grupo IDOSO (D e E, respectivamente). ANOVAs com fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*, não indicaram diferença entre grupos ($F(1,17) = 0,86, p = 0,4$ e $F(1,18) = 4, p = 0,06$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}). ANOVA revelou significativo efeito de *AMPLITUDE* para o componente V_{ORT} ($F(1,18) = 6,8, p = 0,02$) mas não para o V_{UCM} ($F(1,17) = 0,9, p = 0,35$). Nenhum efeito de *ID* foi observado para os dois componentes de variância ($F(4,68) = 0,9, p = 0,47$ e $F(4,72) = 1,4, p = 0,23$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}).

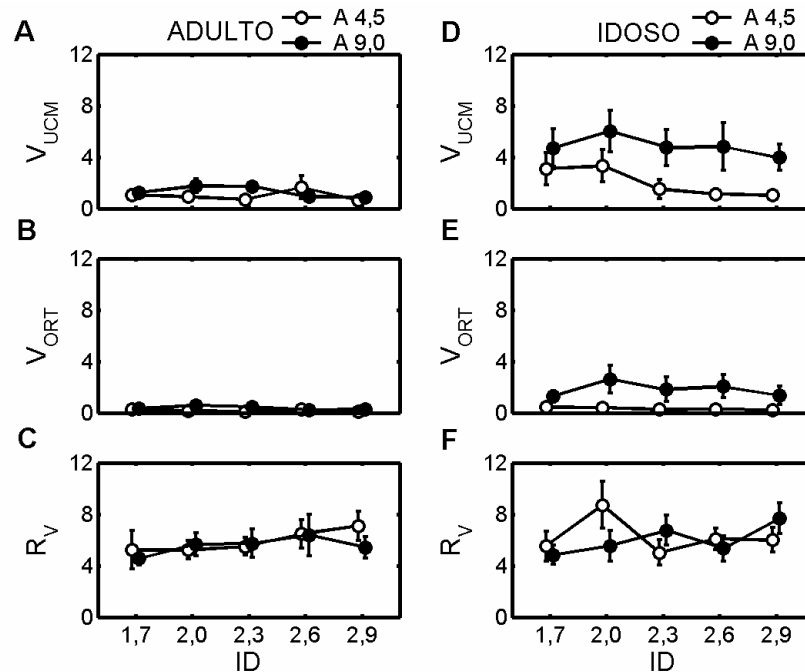


FIGURA 31 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da orientação de α_{TR} . Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.

5.2.6 Comentários gerais sobre os resultados

O presente experimento teve como objetivo verificar os padrões de coordenação de adultos e idosos quando restrições espaciais são impostas aos movimentos voluntários envolvendo o corpo todo. Nestas condições, as tarefas com maior índice de dificuldade foram realizadas com tempos de movimento mais longos para as duas amplitudes de movimento e para os dois grupos. No entanto, os idosos apresentaram maior dificuldade em realizar as tarefas como observado pelo maior número de erros e pelos índices de dificuldade efetivos.

Cinematicamente, os padrões de coordenação postural foram similares entre os grupos. Ambos apresentaram maior amplitude de movimentos das articulações com o aumento da amplitude dos movimentos e reduziram com o aumento do ID. Em particular, uma redução significativa com o ID foi encontrada na amplitude de movimento da cabeça, tronco superior, joelho e tornozelo. No entanto

os idosos apresentaram maior área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF). Nenhuma diferença nas outras variáveis foi observada entre grupos, exceto pela maior quantidade de variância do componente V_{UCM} apresentada pelos idosos. Tal componente está relacionado a quantidade de variância que não afeta a variável relacionada a performance da tarefa (no caso, a posição do CM).

Diferenças com relação a amplitude foram observadas também no pico de atividade EMG dos músculos eretor da espinha (ES) e tibial anterior (TA), o qual ocorreu mais cedo para os dois músculos quando os movimentos de menor amplitude foram realizados. De acordo com as duas análises de componentes principais, grande parte da variância total das articulações poderia ser explicada por apenas um componente o PC1, principalmente para as tarefas de maior amplitude. Sendo que movimentos do quadril ocorreram sempre em direção oposta aos movimentos do joelho e tornozelo. Tal resultado está de acordo com os resultados da fase relativa. O componente da variância que não afeta a variável relacionada a performance da tarefa foi maior para as tarefas de maior amplitude. Tal fato ocorreu para as duas hipóteses analisadas: posição do CM e orientação do tronco. Além disso, independentemente das amplitudes e IDs, estas duas variáveis foram importantes na execução das tarefas.

Em suma, pôde ser observado nestes resultados que quando restrição espacial é imposta aos movimentos voluntários, adultos e idosos apresentam padrões de coordenação similares para execução das tarefas.

6 EXPERIMENTO 3: PADRÕES DE COORDENAÇÃO POSTURAL DURANTE RESTRIÇÃO TEMPORAL: EFEITO DA FREQUÊNCIA DO MOVIMENTO

No experimento 2, foi utilizado o paradigma clássico de FITTS (1954) para tarefas envolvendo movimentos voluntários do corpo todo na postura ereta. Dessa forma, os participantes sob a instrução de executar os movimentos “o mais rápido e acurado possível” poderiam selecionar os padrões de coordenação postural de modo a garantir a acurácia. Diferenças nos padrões de coordenação foram

observadas com o aumento da acurácia e conseqüentemente, com a diminuição da velocidade. Se os padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários são afetados pela imposição da velocidade dos movimentos ainda é uma questão a ser respondida.

Sendo assim, o objetivo do presente experimento foi investigar os padrões de coordenação postural de adultos e idosos quando restrição temporal foi imposta aos movimentos voluntários do corpo todo. Especificamente, as seguintes questões foram formuladas para o presente experimento:

Os idosos apresentam uma redução no desempenho das tarefas quando restrição temporal é imposta aos movimentos (tempo de movimento, frequência e variabilidade do CP)?

Os idosos apresentam diferentes padrões de coordenação postural em termos cinemáticos e/ou padrões de ativação muscular em comparação aos adultos quando restrição temporal é imposta aos movimentos?

São os padrões de coordenação postural afetados pela frequência dos movimentos voluntários?

Quão flexíveis são os padrões de coordenação postural em função da velocidade imposta aos movimentos?

6.1 Método

6.1.1 Participantes

Os participantes do estudo são os mesmos dos estudos anteriores (ver experimento 1 para maiores detalhes). Os sujeitos do grupo IDOSO (idade média de 65 ± 3 anos, massa corporal média de 65 ± 13 kg e estatura média de 165 ± 8 cm) e do grupo ADULTO (idade média de 25 ± 4 anos, massa corporal média de 60 ± 10 kg e estatura média de 165 ± 9 cm) participaram voluntariamente do estudo. Antes do início do primeiro experimento, cada participante assinou o Termo de Consentimento pós-informação para participação da pesquisa (em anexo) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

6.1.2 Protocolo Experimental

Os equipamentos utilizados e grande parte do processamento dos dados foram similares entre os experimentos (descrito no experimento 1) e não serão descritos para este experimento. Apenas os procedimentos, processamento dos dados e análise estatística específicos a este experimento serão reportados.

6.1.2.1 Procedimentos

A posição instantânea do CP foi apresentada no monitor como um ponto amarelo se movendo sobre um fundo preto entre dois alvos. Cada alvo foi definido por duas linhas horizontais vermelhas (FIGURA 32). O deslocamento do CP na direção anterior (posterior) produziu movimento do cursor para cima (baixo). Cada participante executou pelo menos 10 tentativas. Em cada tentativa, a tarefa foi apresentada como uma combinação de uma amplitude (A) de movimento particular e uma frequência do metrônomo (FM) particular. Duas amplitudes de movimento (4,5 e 9 cm) foram combinadas com cada uma das cinco frequências determinadas por um metrônomo (60; 90; 120; 150 e 180 batimentos por minuto, respectivamente, nas frequências de 1; 1,5; 2; 2,5 e 3 Hz). Correspondentemente, os tempos de movimento variaram de 330 a 1000 (ms). As combinações entre A e FM (tarefas) foram apresentadas em uma ordem pseudo-randômica. Uma sessão de treinamento foi executada antes de iniciar as tarefas. Ela consistiu de pelo menos uma tentativa em cada combinação de A e FM.

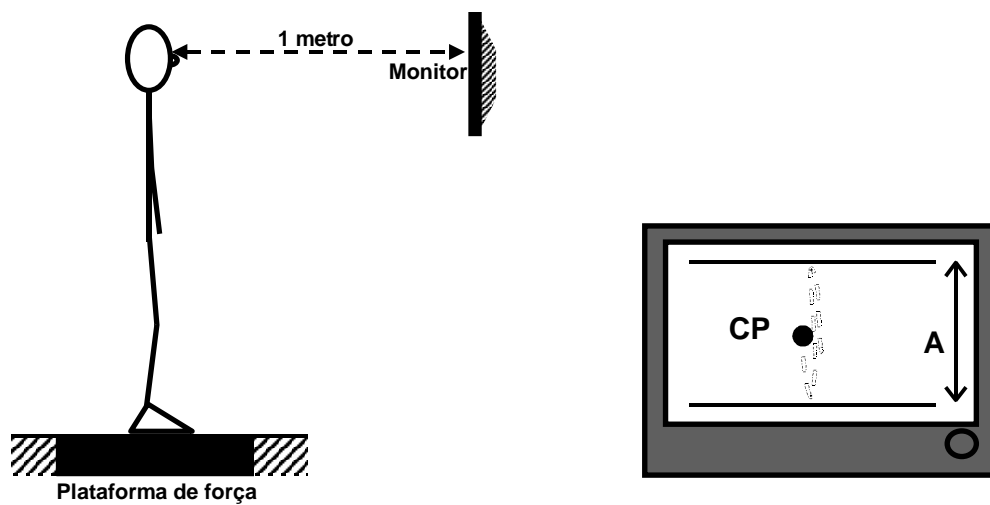


FIGURA 32 - Desenho experimental e feedback visual demonstrado na tela do monitor. O círculo cheio representa o CP e as duas linhas horizontais na tela do monitor indicam a amplitude dos movimentos (demonstrada pela letra –A-).

Cada tentativa consistiu de executar movimentos cíclicos com o corpo todo por 45 s sem mover os pés, de modo que o deslocamento do cursor no monitor oscilasse entre as duas linhas horizontais em diferentes velocidades determinadas pelo metrônomo. Os participantes foram solicitados a executarem os movimentos o mais acurado possível nas freqüências estabelecidas. Tentativas contendo mais do que 20% de erros (se a velocidade efetiva foi maior ou menor do que a velocidade estabelecida) foram rejeitadas e repetidas até três vezes. Se após três tentativas os participantes apresentaram mais do que 20% de erros, a tentativa que apresentou menor margem de erro foi considerada. Se a margem de erro foi similar entre estas tentativas, a tentativa que apresentou amplitude de movimento mais próxima a da tarefa foi considerada.

Similar ao experimento 2, a localização das linhas horizontais foi determinada baseada nos limites de estabilidade e posição neutra do participante sobre a plataforma de força usando os resultados de duas tarefas do experimento 2 (a tarefa de postura ereta quieta, PEQ e de limites de estabilidade, LES). Cada participante executou pelo menos uma tentativa de 45 s de duração para cada tarefa.

Os intervalos entre as tarefas dentro de uma condição foram de 60 s. Fadiga nunca foi reportada pelos participantes.

O desenho experimental manipulou dois fatores:

1. *Amplitude (A)*: Houveram duas amplitudes, 4,5 e 9 cm.
2. *Frequência do metrônomo (FM)*: Cinco FMs determinadas por um metrônomo foram utilizadas: 1; 1,5; 2; 2,5 e 3 Hz.

metrônomo foram utilizadas: 1; 1,5; 2; 2,5 e 3 Hz.

6.1.2.2 Processamento dos Dados

O processamento dos dados foi similar ao processamento dos dados referentes as tarefas de movimento voluntário do experimento 1 (descrito no experimento 1, nas páginas 28 e 31). Para o presente experimento, as análises foram feitas para cada tarefa determinada pelas combinações entre uma amplitude particular e uma frequência (FM) particular. Trajetórias representando cada ciclo foram normalizadas no tempo em 102 amostras, cada par de amostras separadas por 2% da duração do ciclo. O número de ciclos em uma tentativa variou entre as tarefas (combinações de amplitude e FM) dependendo do tempo gasto por cada sujeito para realizar os movimentos. A mediana entre ciclos foi obtida para cada variável e utilizada para análise. A frequência efetiva (F_e) foi calculada como o inverso de TM.

6.1.2.3 Análise estatística

Os dados no texto e Figuras são apresentados como médias e erros padrão entre sujeitos de cada grupo (ADULTO e IDOSO). Todos os testes estatísticos foram executados usando o pacote estatístico SPSS 10.1. Testes de normalidade e homogeneidade de variâncias foram utilizados. Quando necessário, foram utilizadas transformações logarítmicas dos dados. Análises de Variância (ANOVA) tendo como fatores *GRUPO* (ADULTO e IDOSO), *AMPLITUDE* (4,5 cm e 9,0 cm), *FREQÜÊNCIA* (1; 1,5; 2;0; 2,5 e 3) sendo os dois últimos fatores tratados como medidas repetidas foram utilizadas para análise estatística. Em adição, MANOVAs 2x2x5 (*GRUPO* x *AMPLITUDE* e *FREQÜÊNCIA*) foram utilizadas tendo

como variáveis dependentes a amplitude das seis articulações; área da atividade EMG dos seis músculos; fase de atividade EMG máxima; índices de coativação muscular; contribuição das seis articulações para o PC1 e PC2 de PCA-6; contribuição das três articulações para o PC1 de PCA-3. Análise de regressão linear foi utilizada para variável tempo de movimento. Quando necessário, foram utilizadas análises univariadas e testes post-hoc com ajustes de Bonferroni. Teste não paramétrico Mann-Whitney U para duas amostras independentes foi utilizado para comparações entre grupos para a variável tempo de coativação devido a não pariedade dos dados e ao pequeno número das amostras em cada grupo. Para essa variável também foi utilizado teste não paramétrico de Friedman para verificar efeitos dos parâmetros da tarefa (Amplitude e FM). O nível de significância foi mantido em 0,05.

6.2 Resultados

Todos os participantes foram capazes de realizar as tarefas com as restrições impostas (veja detalhes mais à frente). Os resultados para essas tarefas serão apresentados na seguinte seqüência: descrição geral das tarefas; relação entre velocidade e acurácia e descrição dos padrões de coordenação. Para a descrição dos padrões de coordenação serão apresentadas análises dos registros cinemáticos e da atividade eletromiográfica (EMG). Ainda nesta parte serão apresentadas as análises que foram realizadas utilizando a Análise de Componentes Principais (PCA) ao longo da série temporal de seis articulações (PCA-6) e ao longo da série temporal das articulações do quadril, joelho e tornozelo (PCA-3). Em seguida, serão descritos os resultados utilizando a ferramenta computacional da hipótese da variedade não controlada (“Uncontrolled Manifold”, UCM) para duas variáveis: hipótese de estabilização da posição do centro de massa (CM) e hipótese da orientação do tronco (α_{TR}).

6.2.1 Características gerais das tarefas

Em geral, os sujeitos foram capazes de realizar as tarefas com as restrições impostas. Os dois grupos realizaram as tarefas dentro da margem de erro estabelecida inicialmente em 20%. A porcentagem de erro para o grupo ADULTO variou de 7,5% a 14% enquanto para o grupo IDOSO variou de 10% a 19%. O número de erros diminuiu com o aumento de FM para as duas amplitudes de movimento. Análise de variância (ANOVA) com fatores *GRUPO* (adulto e idoso), *AMPLITUDE* (4,5 e 9,0) e *FREQÜÊNCIA* (1; 1,5; 2,0; 2,5 e 3 Hz), tendo como variável dependente a porcentagem de erros, não revelou diferença entre grupos ($F(1,18) = 3,4$, $p = 0,08$) e entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) = 0,01$, $p = 0,9$). No entanto, diferenças foram encontradas entre as FMs ($F(4,72) = 4,3$, $p = 0,003$); o número de erros diminuiu com o aumento de FM. Teste post-hoc com ajustes de Bonferroni apontou diferenças entre a menor freqüência (1 Hz) e as demais FMs.

Na FIGURA 33 são apresentadas as séries temporais do CP, ângulos articulares (θ) e atividade eletromiográfica (EMG) dos seis músculos analisados. Cada conjunto de dados representa uma tarefa definida pela combinação entre amplitude de movimento (A) e Freqüência (FM). Apenas as tarefas de maior amplitude (A = 9,0 cm) são apresentadas para um sujeito do grupo ADULTO (FIGURA 33A) e um sujeito do grupo IDOSO (FIGURA 33B). As excursões dos ângulos articulares (θ) da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) são apresentadas. Todas as articulações analisadas foram envolvidas na execução das tarefas. Os movimentos das articulações do joelho e tornozelo foram em direção oposta aos movimentos do quadril tanto para o sujeito ADULTO como para o sujeito IDOSO. Atividades EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) também são apresentadas. Em geral, maiores atividades EMG dos músculos ES e GM são apresentadas tanto para o sujeito ADULTO como para o sujeito IDOSO.

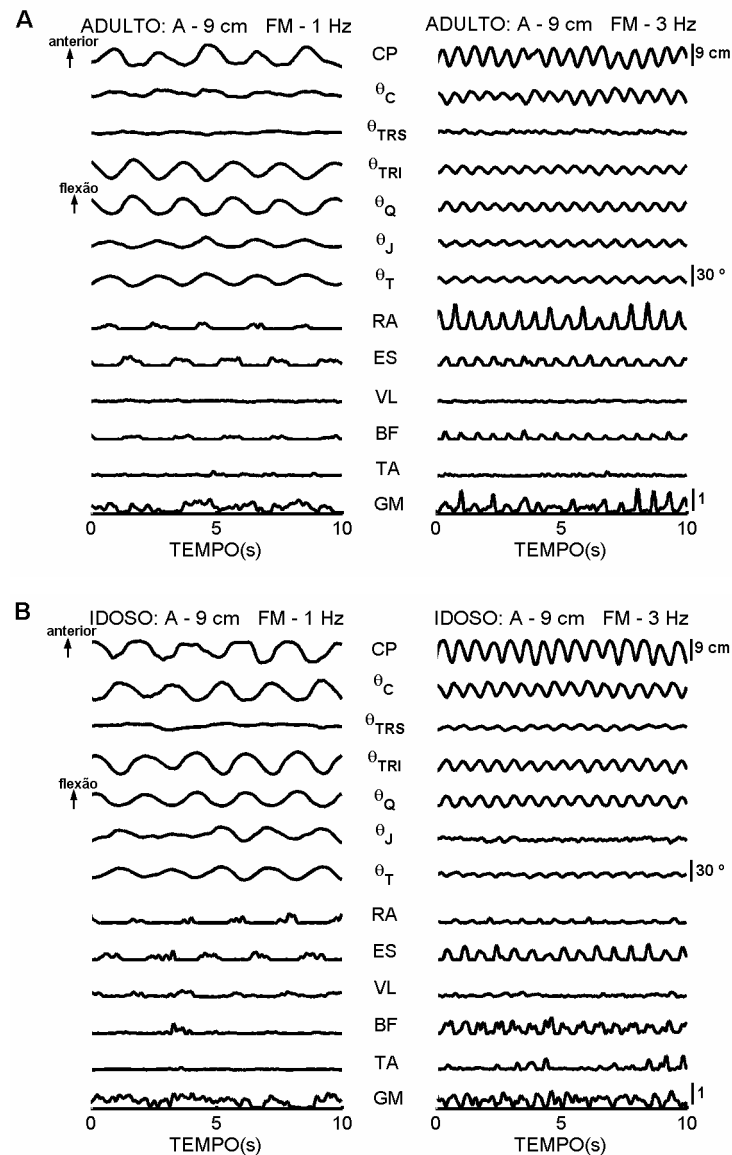


FIGURA 33 - Exemplo de 10 s da série temporal do deslocamento do CP (CP), ângulos articulares (θ) e atividade EMG durante as tarefas com amplitude de 9 cm e menor e maior Frequência (FM) (1 e 3 Hz, respectivamente). Dados apresentados são de um sujeito de cada grupo (em A, ADULTO e em B, IDOSO). As barras verticais representam 9 cm para o deslocamento do CP, 30° para os ângulos articulares e 100% da CVMI para atividade EMG.

6.2.2 Relação entre velocidade e acurácia

Em geral, os tempos de movimento (TM) diminuíram com o aumento da FM como era esperado pelas características da tarefa. No entanto, o TM do grupo IDOSO foi menor do que o grupo ADULTO principalmente nas tarefas de maior FM

(2,5 e 3 Hz). Os TMs do grupo ADULTO variaram de 995 a 336 ms para a amplitude de 4,5 cm e de 994 a 342 ms para a amplitude de 9,0 cm. Para o grupo IDOSO, os TMs variaram de 874 a 300 ms para a amplitude de 4,5 cm e de 925 a 333 ms para a amplitude de 9,0 cm. A ANOVA tendo como variável dependente os TMs, indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 8, p = 0,011$), amplitudes de movimento ($F(1,18) = 8,5, p = 0,009$) e entre as FMs ($F(4,72) = 841, p < 0,001$). As relações entre frequência efetiva ($F_e, 1/TM$), TM e FM são ilustradas na FIGURA 34. Os valores da média e erro padrão de F_e são apresentados para os dois grupos e para cada combinação de A (4,5 e 9,0 cm) e FM (1; 1,5; 2,0; 2,5 e 3). Note que o grupo IDOSO apresenta a maioria dos pontos acima da frequência determinada pela tarefa (linha tracejada na FIGURA 34) o que indica que esse grupo realizou os movimentos em frequências maiores (TM menores).

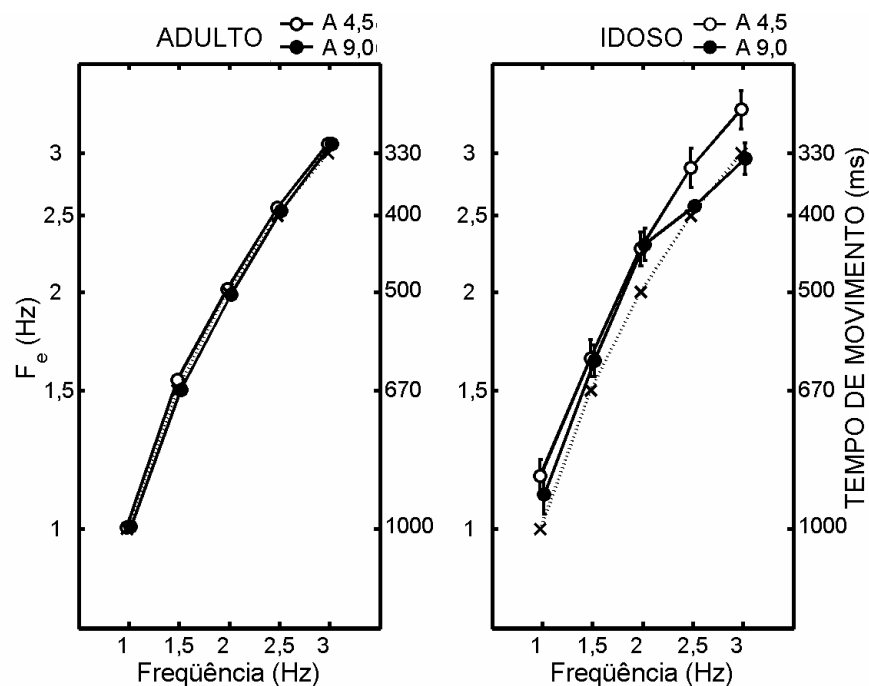


FIGURA 34 - Média e erro padrão das frequências efetivas (F_e , no eixo esquerdo) e dos tempos de movimento (TM, no eixo direito) para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM). A linha tracejada e os pontos marcados por x representam as frequências determinadas pela tarefa. F_e em Hz e TM em milissegundos.

Os valores médios ($\pm E.P.$) de A_e são ilustrados na FIGURA 35. Os valores da média e erro padrão de A_e são apresentados para os dois grupos e para

cada combinação de A (4,5 e 9,0 cm) e FM (1; 1,5; 2,0; 2,5 e 3). Para os dois grupos, as amplitudes de deslocamento do CP (definida por A_e) foram maiores para amplitude de movimento de 9,0 cm. Além disso, os sujeitos realizaram as tarefas em amplitudes maiores do que as estabelecidas pelas tarefas. Esse fato ocorreu principalmente para o grupo IDOSO na tarefa de 4,5 cm. Os valores médios de A_e do grupo ADULTO foram 5,8 e 10 cm, respectivamente para as amplitudes de 4,5 e 9,0 cm. Para o grupo IDOSO estes valores foram 7 e 10 cm, respectivamente para as amplitudes de 4,5 e 9,0 cm. Com o aumento da FM os sujeitos dos dois grupos apresentaram valores maiores de A_e (FIGURA 35). ANOVA não indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 1, p = 0,34$), mas revelou entre amplitudes ($F(1,18) = 91,5, p < 0,001$) e FMs ($F(4,72) = 10, p < 0,001$). Um aumento de A_e foi observado com o aumento da amplitude e das freqüências, principalmente para o grupo IDOSO e a partir da FM 2 Hz para o grupo ADULTO.

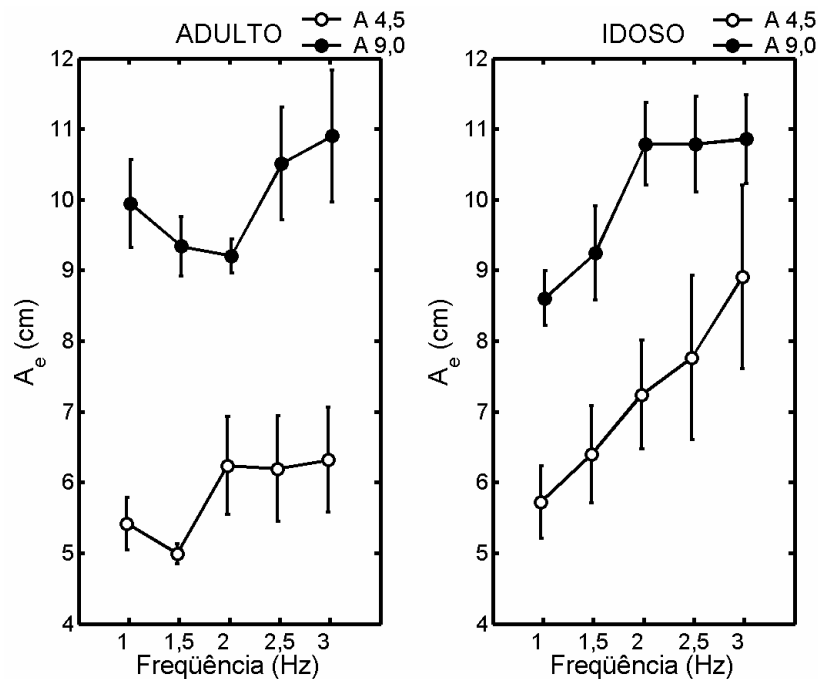


FIGURA 35 - Média e erro padrão das amplitudes efetivas (A_e) do CP para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM).

A variabilidade em A_e representada pela largura efetiva do CP (L_e) também foi dependente das amplitudes e FMs das tarefas. Em geral, L_e foi maior para as tarefas de amplitudes maiores e de maiores FMs. Nestas tarefas os tempos de movimento foram menores e os sujeitos realizaram os movimentos com maior

variabilidade. ANOVA tendo como variável dependente a largura efetiva dos movimentos (L_e), não indicou diferença entre grupos ($F(1,18) = 4, p = 0,061$). ANOVA revelou diferenças entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) = 6, p = 0,023$) e entre as frequências ($F(4,72) = 9, p < 0,001$). O efeito da frequência foi devido a variabilidade em FM mais alta ser maior do que a variabilidade em todas as outras frequências. Isso indica que quanto maior a velocidade dos movimentos, maior a variabilidade de CP. A relação entre velocidade efetiva ($V_e = A_e/TM$) e a largura efetiva (L_e) para os dois grupos é apresentada na FIGURA 36. A linha de regressão para o grupo IDOSO apresentou uma inclinação maior do que a linha de regressão do grupo ADULTO, indicando que os idosos são mais afetados pela velocidade dos movimentos. A linha de regressão foi significativa tanto para o grupo ADULTO ($r = 0,64, p = 0,05$) como para o grupo IDOSO ($r = 0,87, p = 0,001$).

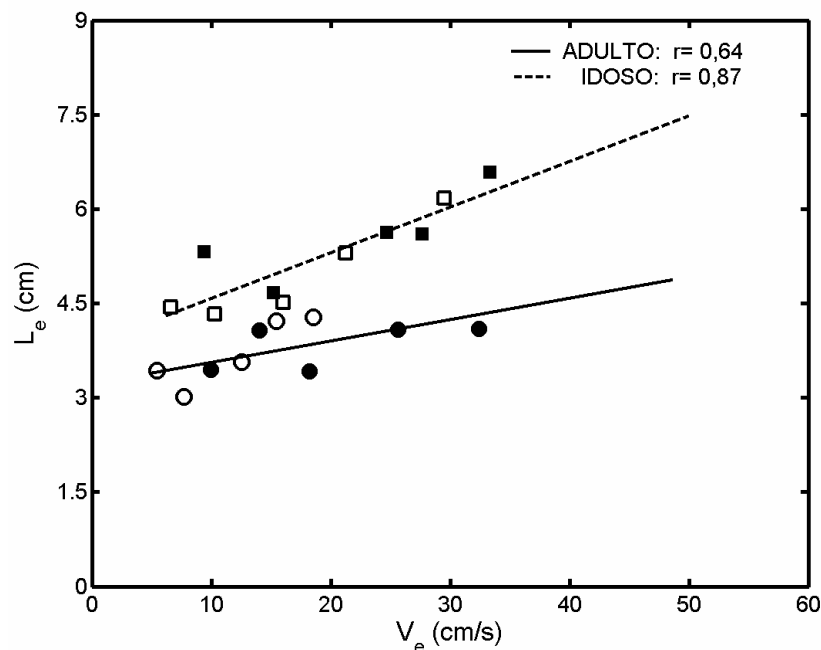


FIGURA 36 - Relação entre largura efetiva (L_e) e velocidade efetiva (V_e) para o grupo ADULTO e IDOSO durante todas as tarefas (combinação de A e FM). Os valores médios entre os grupos são apresentados. Os símbolos em branco (círculo para o grupo ADULTO e quadrado para o grupo IDOSO) representam a amplitude de 4,5 cm. Os símbolos em preto representam a amplitude de 9,0 cm.

6.2.3 Padrões de coordenação postural

6.2.3.1 Amplitude articular

A amplitude articular (α) média da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para todas as tarefas são apresentadas na FIGURA 37. As amplitudes articulares foram maiores para realizar as tarefas de maior amplitude de movimento (9,0 cm) para os dois grupos. Em geral, para todas as tarefas, a amplitude articular do tronco superior (TRS) foi inferior a amplitude das demais articulações. A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FREQÜÊNCIA* e tendo como variáveis dependentes as amplitudes de movimento das seis articulações, não apontou diferença entre grupos, (*Wilks' Lambda* = 0,8, $F(6, 13) = 0,5$, $p = 0,82$). A MANOVA revelou diferenças entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,36, $F(6,13) = 3,9$, $p = 0,02$) e entre as Frequências (*Wilks' Lambda* = 0,58, $F(24,280) = 1,65$, $p = 0,032$). Análises univariadas revelaram diferenças para o fator *AMPLITUDE* para a amplitude de movimento das seis articulações ($F(1,18) > 7,4$, $p < 0,014$). Isto é, a amplitude articular de todas as articulações foi maior durante as tarefas de maior amplitude (9,0 cm). Análises univariadas também revelaram diferenças para o fator *FREQÜÊNCIA* apenas para a amplitude de movimento do tronco inferior (TRI, $F(4,72) = 2,8$, $p = 0,032$) mas não para as amplitudes de movimento das demais articulações ($F(4,72) < 1,7$, $p > 0,15$). Teste post-hoc indicou que a amplitude de movimento de TRI diminuiu com o aumento de FM (3 Hz).

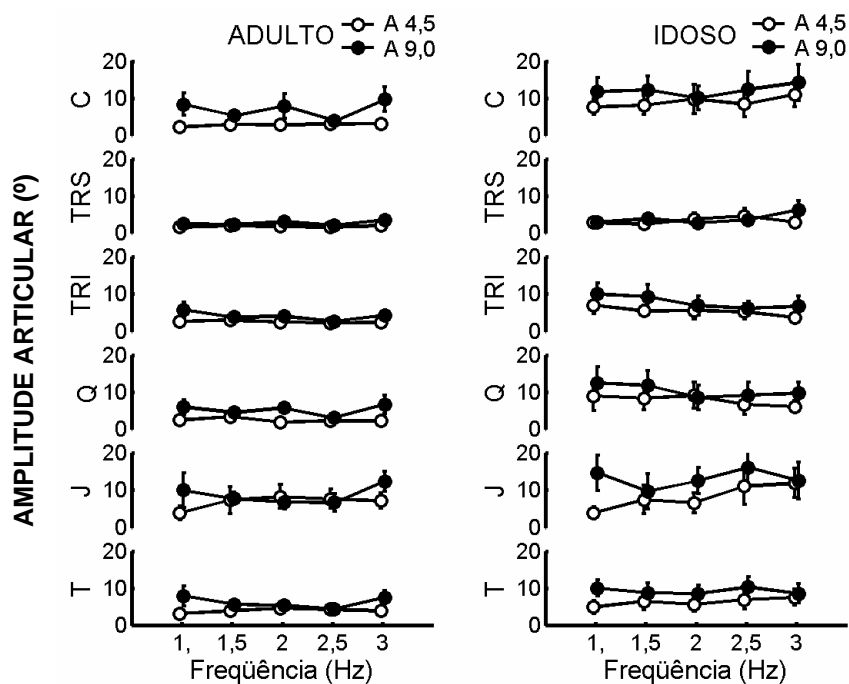


FIGURA 37 - Média e erro padrão da amplitude articular da cabeça (C), tronco superior (TRS), tronco inferior (TRI), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Amplitude em graus (°).

6.2.3.2 Razão entre Tornozelo e Quadril

Os valores médios (\pm E.P.) da razão entre as amplitudes das articulações do tornozelo e quadril (α_T / α_Q) para todas as tarefas são apresentados na FIGURA 38. ANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FREQÜÊNCIA*, não apontou efeito dos fatores acima ($F(1,18) = 1,8$, $p = 0,2$, $F(1,18) = 0,035$, $p = 0,85$ e $F(4,72) = 0,9$, $p = 0,47$, respectivamente).

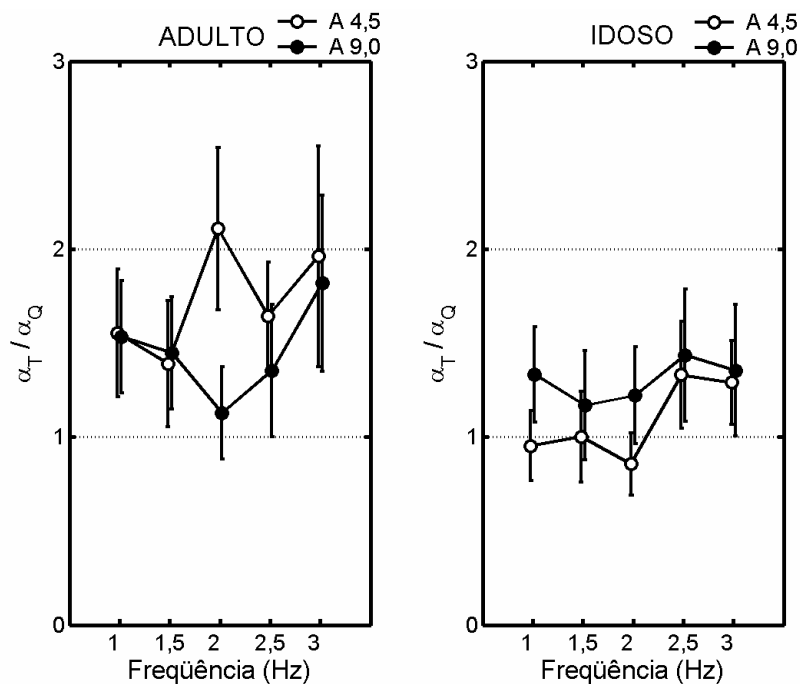


FIGURA 38 - Média e erro padrão da razão entre a amplitude articular (α) do quadril (Q) e do tornozelo (T) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

6.2.3.3 Fase relativa entre Tornozelo e Quadril

Os valores médios (\pm E.P.) da fase relativa entre as excursões das articulações do tornozelo e quadril para todas tarefas são apresentados na FIGURA 39. ANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FREQÜÊNCIA*, não apontou efeito dos fatores acima ($F(1,18) = 0,6$, $p = 0,44$; $F(1,18) = 1,8$, $p = 0,2$ e $F(4,72) = 1$, $p = 0,4$, respectivamente).

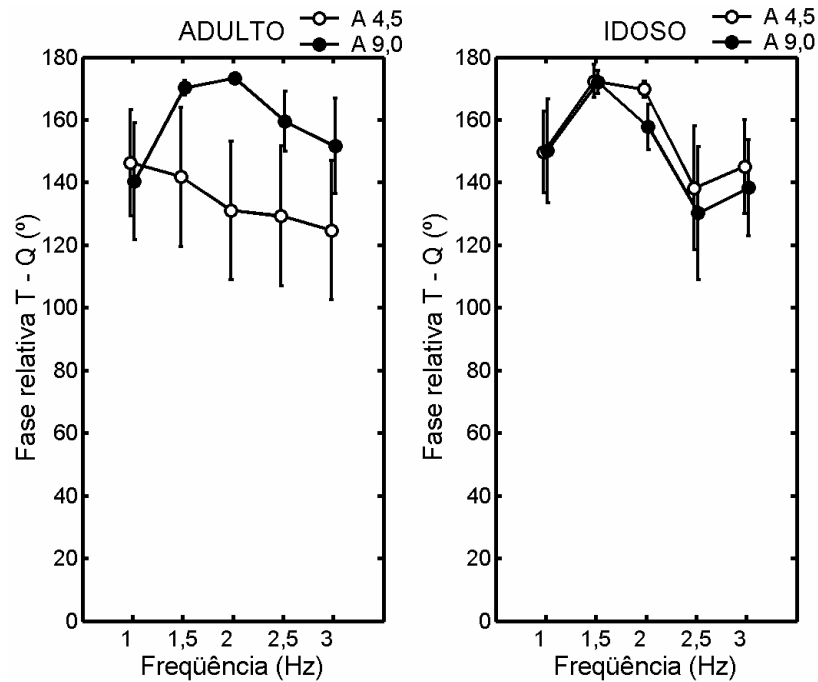


FIGURA 39 - Média e erro padrão da fase relativa entre a articulação do tornozelo (T) e do quadril (Q) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

6.2.3.4 Área da atividade EMG

As áreas da atividade EMG médias (\pm E.P.) dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para todas as tarefas são apresentadas na FIGURA 40. Os valores são representados em porcentagem da contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Em geral, as áreas de atividade EMG foram maiores para realizar as tarefas de maior amplitude de movimento (9,0 cm) para os dois grupos. MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FREQÜÊNCIA* e tendo como variáveis dependentes as áreas de atividade EMG dos seis músculos, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,30, $F(6, 13) = 3,1$ $p = 0,072$). MANOVA revelou diferenças entre as amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,17, $F(6,13) = 6,6$, $p < 0,009$) e entre as frequências (*Wilk's Lambda* = 0,14, $F(24,280) = 5,3$, $p < 0,000$). Análises univariadas revelaram que a diferença para o fator *AMPLITUDE* foi devido apenas a amplitude EMG do músculo GM ($F(1,18) = 17$, $p = 0,001$). Isto é, somente o músculo GM apresentou maior área de atividade EMG

durante as tarefas de maior amplitude de movimento (9,0 cm). Análises univariadas também revelaram diferenças para o fator *FREQÜÊNCIA* para a área de atividade EMG de todos os músculos ($F(4,72) > 8,7, p < 0,001$). Testes post-hoc indicaram que o efeito de *FREQÜÊNCIA* para as áreas de atividade EMG foi devido ao aumento na área de atividade EMG com o aumento na FM. Interação estatisticamente significativa entre os fatores *GRUPO* e *FM* também foi revelada (*Wilk's Lambda* = 0, 4, $F(24,280) = 2, p < 0,032$). O grupo IDOSO apresentou um aumento maior na área de atividade EMG com a FM para todos os músculos em comparação ao grupo ADULTO.

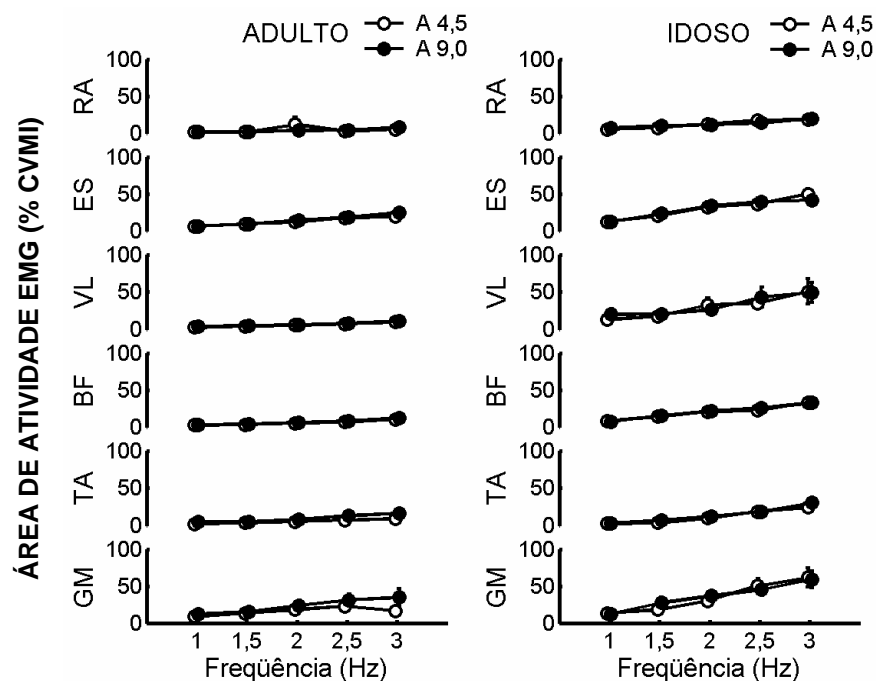


FIGURA 40 - Média e erro padrão da área de atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), eretor da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas.

6.2.3.5 Fase de atividade EMG máxima

O instante em que ocorreu o pico de atividade máxima de cada músculo foi analisado e corresponde a porcentagem do ciclo total. Os instantes médios (\pm E.P.) do pico máximo de cada músculo são apresentados na FIGURA 41. Em geral, o pico de atividade EMG do músculo GM ocorreu na primeira metade do ciclo

antes de todos os músculos. É importante ressaltar que os movimentos eram cíclicos e a atividade EMG pode ser relacionada a duas funções desempenhadas pelos músculos: frear o movimento do corpo para frente (trás) e gerar movimento do corpo para trás (frente). O instante em que ocorreu o pico máximo dos músculos também foi atrasado ou adiantado em função das freqüências de movimento. Por exemplo, o pico da atividade EMG do músculo BF ocorreu aproximadamente na primeira metade do ciclo para os dois grupos nas tarefas de menor FM e na segunda metade do ciclo para as tarefas de maior FM.

MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID* e como variáveis dependentes os instantes no ciclo em que ocorreu o pico de atividade EMG de cada músculo, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,78, $F(6, 13) = 0,6$, $p = 0,73$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre as amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,39, $F(6,11) = 3,5$, $p = 0,028$) e entre FM (*Wilk's Lambda* = 0,33, $F(24,248) = 3,7$, $p < 0,001$). Análises univariadas revelaram diferenças para o fator *AMPLITUDE* apenas para o músculo ES ($F(1,18) = 7$, $p = 0,016$) mas não para os demais músculos ($F(1,18) < 3,6$, $p > 0,072$). Diferença estatisticamente significativa entre as FMs foi observada para a maioria dos músculos ($F(4,72) > 3,6$, $p < 0,010$), exceto para os músculos ES e TA ($F(4,72) < 2$, $p > 0,1$). Os músculos que apresentaram efeito de FM adiantaram a fase de atividade EMG máxima com o aumento da FM; somente o músculo BF apresentou essa fase atrasada com o aumento da FM.

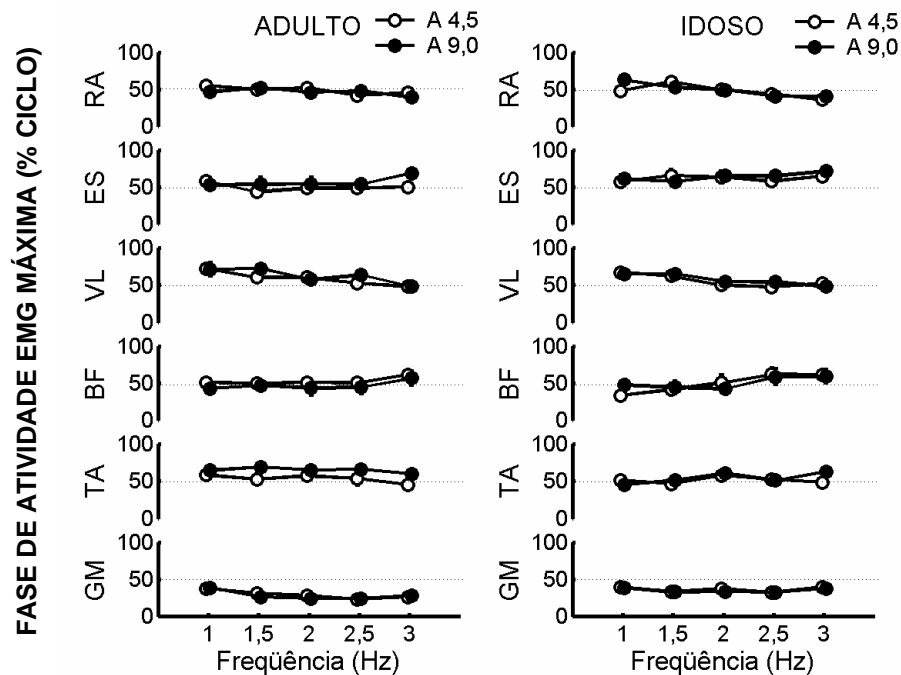


FIGURA 41 - Média e erro padrão do instante do pico da atividade EMG dos músculos reto do abdome (RA), erector da espinha (ES), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GM) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO para todas as tarefas. Os dados representam a porcentagem do ciclo (%).

6.2.3.6 Coativação muscular

Os valores médios dos três índices de coativação (IC) entre os músculos RA-ES (IC1), VL-BF (IC2) e TA-GM (IC3) e dos tempos de coativação são apresentados na FIGURA 42 e na FIGURA 43, respectivamente, para todas as tarefas (combinações de A e FM). Os valores médios dos ICs correspondem aos valores dos ICs que apresentaram coativação maior que 20%. A TABELA 5 apresenta o número de sujeitos que não apresentou coativação durante as tarefas. Esse número foi maior para o grupo ADULTO para o IC1 e maior para o grupo IDOSO para o IC2. Os sujeitos que não apresentaram coativação não foram considerados na análise estatística e cálculo das médias e erros padrão apresentados na FIGURA 43. Em geral, os três ICs foram similares entre os grupos, amplitudes e FMs. A MANOVA tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FM* e como variáveis dependentes os ICs, não apontou diferença entre grupos, (*Wilk's Lambda* = 0,68, $F(3, 16) = 2,6$, $p = 0,088$) e entre amplitudes (*Wilk's Lambda* = 0,64,

$F(3,16) = 3, p = 0,061$), mas revelou diferenças entre FMs (*Wilk's Lambda* = 0,7, $F(12,185) = 2,3, p = 0,008$). O IC2 diminuiu com o aumento das FMs enquanto o IC3 aumentou com o aumento das FMs ($F(4,72) > 3, p < 0,022$).

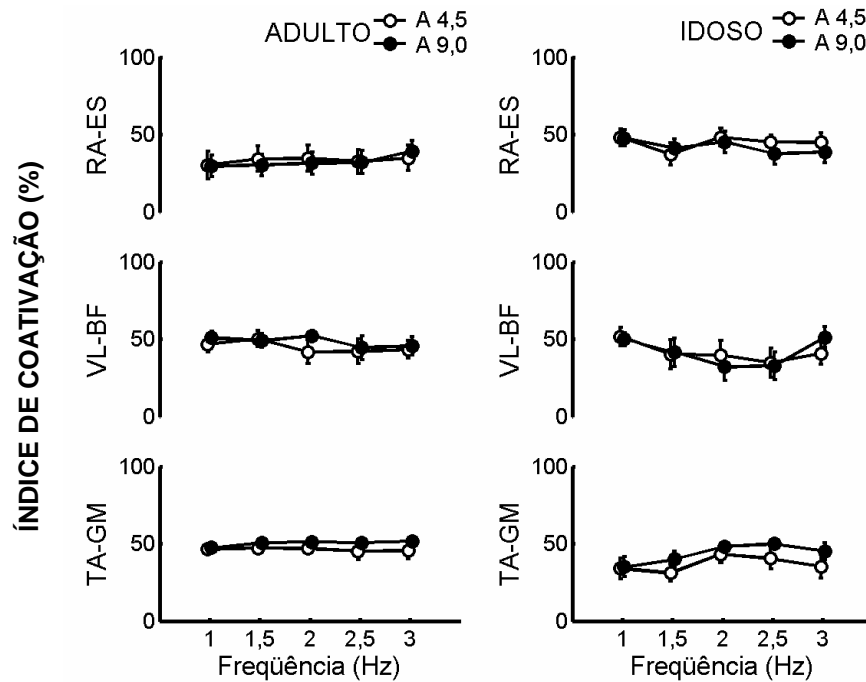


FIGURA 42 - Média e erro padrão da amplitude dos índices de coativação (IC) para os pares de músculo RA-ES, VL-BF e TA-GM para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Amplitude é dada em porcentagem.

TABELA 5 - Número de sujeitos que não apresentaram coativação entre os pares de músculos RA-ES (IC1), VL-BF (IC2) e TA-GM (IC3) para os dois grupos (ADULTO e IDOSO), duas amplitudes (4,5 e 9,0 cm) e cinco FM (1; 1,5; 2; 2,5; 3).

	IC1				IC2				IC3			
	ADULTO		IDOSO		ADULTO		IDOSO		ADULTO		IDOSO	
FM	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0	4,5	9,0
1	4	3	0	1	0	0	0	0	0	0	2	2
1,5	3	3	2	1	0	0	3	3	0	0	2	1
2	3	3	0	2	2	0	3	4	0	0	1	0
2,5	3	3	1	2	2	2	4	4	1	0	2	0
3	3	2	0	0	1	1	2	1	1	0	3	1

Para comparações dos valores do tempo de coativação entre grupos foram utilizados testes não-paramétricos Mann-Whitney para cada IC e tarefa separadamente. Para os três ICs, não foram encontradas diferença entre grupos para todas as tarefas ($U(14 - 20) > 16$, $p > 0,07$). Para comparações dentro de cada grupo foram utilizados testes não paramétricos de Friedman para cada IC. Para o grupo ADULTO, o teste não-paramétrico de Friedman indicou diferença entre as amplitudes de movimento e FMs para o tempo de coativação apenas do IC1 ($\chi^2 = 20$, $N = 6$, d.f. = 9, $p = 0,018$). Essa diferença foi devido ao tempo de coativação do IC1 ser maior para a menor amplitude de movimento e menores FMs. Para o grupo IDOSO, teste não-paramétrico de Friedman indicou diferença entre as amplitudes de movimento e FMs para os tempos de coativação do IC1 e do IC3 ($\chi^2 = 24$, $N = 8$, d.f. = 9, $p = 0,004$ e $\chi^2 = 18$, $N = 7$, d.f. = 9, $p = 0,028$, respectivamente). Essas diferenças foram devido aos tempos de coativação serem maiores para menor amplitude de movimento e aumentarem (IC3) ou diminuïrem (IC1) com o aumento das FMs.

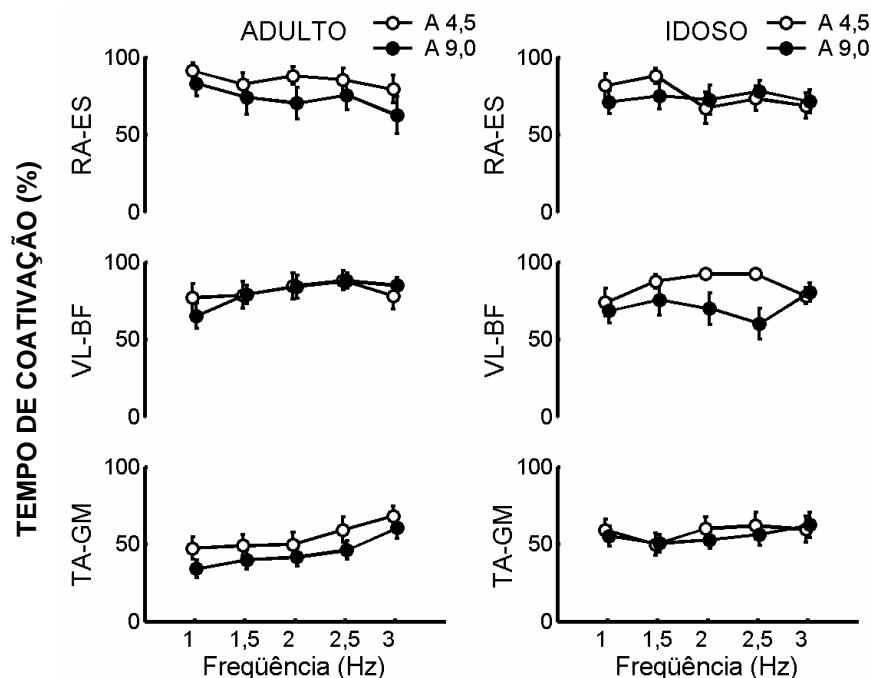


FIGURA 43 - Média e erro padrão do tempo de coativação para os pares de músculo RA-ES (IC1), VL-BF(IC2) e TA-GM (IC3) para o grupo ADULTO e grupo IDOSO. Tempo é dado em porcentagem do ciclo.

6.2.4 Análise de Componentes Principais (PCA)

6.2.4.1 PCA com seis articulações (PCA-6)

Na FIGURA 44 são apresentadas as porcentagens médias (\pm E.P.) da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC) da análise com as seis articulações (PCA – 6). O número entre parênteses para o PC2 representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar 90% da variância total. Os demais sujeitos apresentaram que apenas o primeiro PC era suficiente para explicar 90% da variância total. A variância média do primeiro componente foi maior que 91% para o grupo ADULTO e 89% para o grupo IDOSO. Apenas dois PCs foram suficientes para explicar 90% da variância total para todas as tarefas e sujeitos dos dois grupos. ANOVAs tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FM* e como variáveis dependentes as porcentagens da variância explicada pelo primeiro e segundo PC (PC1 e PC2, respectivamente), não apontou diferença entre grupos ($F(1,18) < 0,2$, $p > 0,7$), entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) < 1,7$, $p > 0,2$) e entre FMs ($F(1,18) < 1,9$, $p > 0,12$).

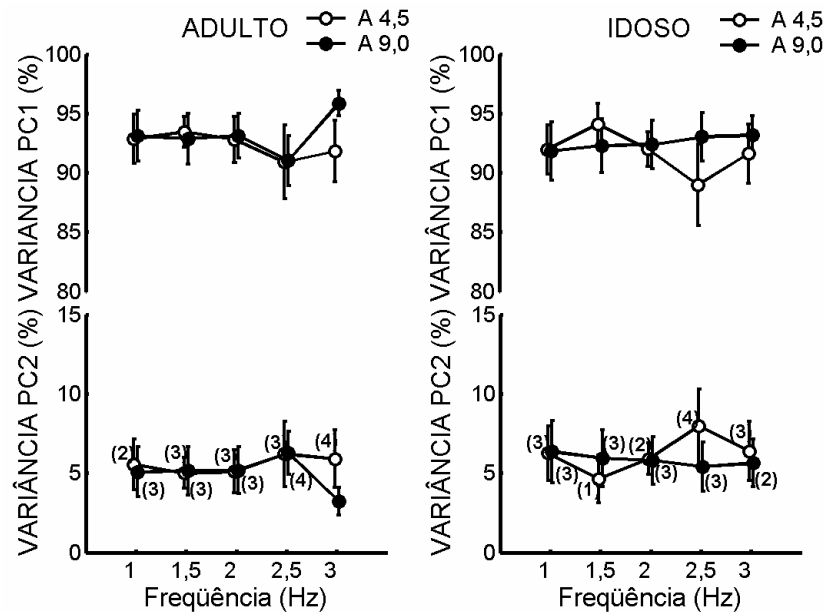


FIGURA 44 - Média e erro padrão da variância explicada pelos dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2) da análise PCA – 6 articulações para o grupo ADULTO e IDOSO em todas as tarefas. O número entre parênteses representa o número de sujeitos que precisaram do PC2 para explicar pelo menos 90% da variância total dos ângulos articulares. Variância é dada em porcentagem.

Os valores médios (\pm E.P.) da contribuição (*loading factor*) de cada articulação para o PC1 e PC2 é apresentada na FIGURA 45 para os dois grupos e todas as tarefas. Devido a pouca variância explicada pelo PC2, análise mais detalhada deste componente não será apresentada. Para o PC1, dez participantes do grupo ADULTO e oito dos dez participantes do grupo IDOSO apresentaram essa relação entre as articulações. No entanto, dois sujeitos do grupo ADULTO apresentaram maior contribuição do quadril nas tarefas de maior amplitude e dois sujeitos do grupo IDOSO apresentaram maior contribuição do quadril para todas as tarefas. Em geral, a contribuição das articulações foi similar entre grupos e tarefas (combinações de A e FMs). Como descrito nos Métodos, valores positivos (negativos) correspondem a movimentos de flexão (extensão). Para todas as tarefas, os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril. Em adição, os movimentos no tronco (superior, S e inferior, I, na FIGURA 45) apresentaram pouca ou nenhuma contribuição aos movimentos. A contribuição aumentada da cabeça na maioria das tarefas deve ser

interpretada com cuidado. Movimentos da cabeça tinham pouca influência no deslocamento do CP e eram necessários para manter a visão no monitor para realização das tarefas.

MANOVA com três fatores (*GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FM*) e tendo como variáveis dependentes a contribuição das seis articulações para o PC1 não indicou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,8; $F(6,13) = 0,5$, $p = 0,77$) e entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 0,78; $F(6,13) = 0,7$, $p = 0,72$). MANOVA indicou diferença estatisticamente significativa entre as FMs (*Wilks' Lambda* = 0,5; $F(24,280) = 2,4$, $p < 0,001$). Análises univariadas revelaram apenas uma tendência da contribuição do joelho aumentar com o aumento das FMs ($F(4,72) = 2,2$, $p = 0,079$).

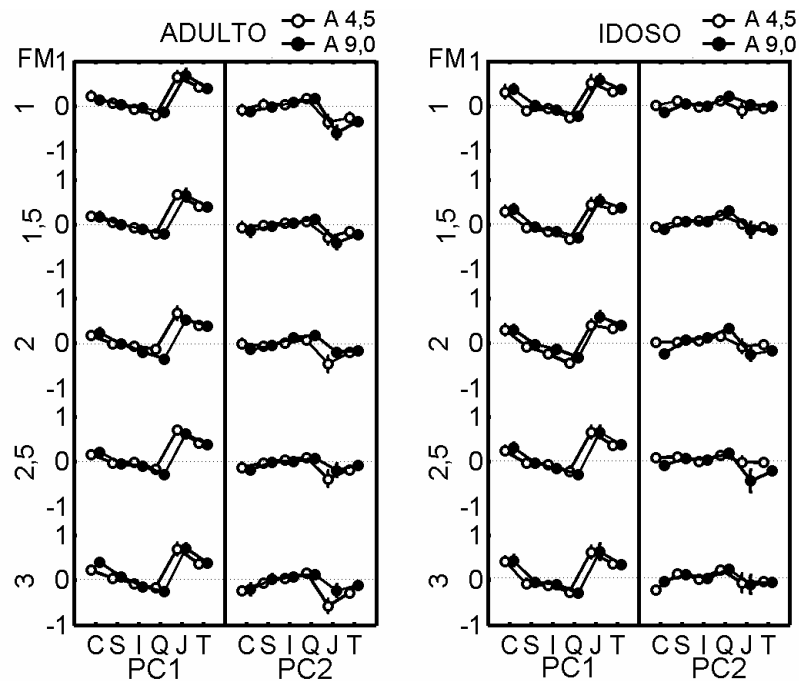


FIGURA 45 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos da cabeça (C), tronco superior (S), tronco inferior (I), quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para os dois primeiros componentes principais (PC1 e PC2). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.

6.2.4.2 PCA com três articulações (PCA-3)

Quando somente as séries temporais do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) foram sujeitas a PCA, a variância explicada pelo primeiro PC foi suficiente para explicar mais que 90% da variância total. Dessa forma, somente o PC1 será analisado. A variância explicada pelo PC1 para o grupo ADULTO foi superior a 96% e para o grupo IDOSO superior a 93%. Em adição, apenas três sujeitos do grupo ADULTO e três sujeitos do grupo IDOSO precisaram mais de um componente principal para explicar mais que 90% da variância total. Tal fato também não foi presente em todas as tarefas, mas ocorreu principalmente nas tarefas de menor amplitude e maior FM. Em geral, a porcentagem explicada pelo PC1 foi maior para as tarefas de maior amplitude e menor FM. ANOVAs tendo como fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *FM* e como variável dependente a porcentagem da variância explicada pelo primeiro PC (PC1), não apontou diferença entre grupos ($F(1, 18) = 2,5$, $p = 0,13$), entre as amplitudes de movimento ($F(1,18) = 1$, $p = 0,34$) e entre as FMs ($F(4, 72) = 1,5$, $p = 0,20$). A FIGURA 46 apresenta os valores médios (\pm E.P.) da contribuição (*loading factor*) dos movimentos das articulações do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro PC, para os dois grupos e todas as tarefas. Nove dos dez participantes do grupo ADULTO e todos os participantes do grupo IDOSO apresentaram a relação entre as articulações apresentada na FIGURA 46. No entanto, quatro sujeitos do grupo IDOSO apresentaram maior contribuição do quadril para as tarefas de maior amplitude. A contribuição das articulações foi similar entre grupos, amplitudes de movimento e FMs. Maior contribuição foi observada pelo joelho enquanto contribuições similares foram observadas entre as articulações do quadril e tornozelo para os dois grupos. Em todas as tarefas, os movimentos do tornozelo e joelho ocorreram sempre na mesma direção e opostos aos movimentos do quadril. Em adição, a contribuição dos movimentos do quadril aumentou para as tarefas de maior amplitude.

MANOVA com três fatores (*GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*) e tendo como variáveis dependentes a contribuição das três articulações para o PC1 não revelou diferença entre grupos (*Wilks' Lambda* = 0,7; $F(6,13) = 1,9$, $p = 0,17$) e entre as amplitudes (*Wilks' Lambda* = 1; $F(6,13) = 0,2$, $p = 0,87$). MANOVA indicou diferença

estatisticamente significante entre as FMs (*Wilks' Lambda* = 0,72; $F(12,216) = 1,9$, $p = 0,029$). Análises univariadas não revelaram efeito das FMs.

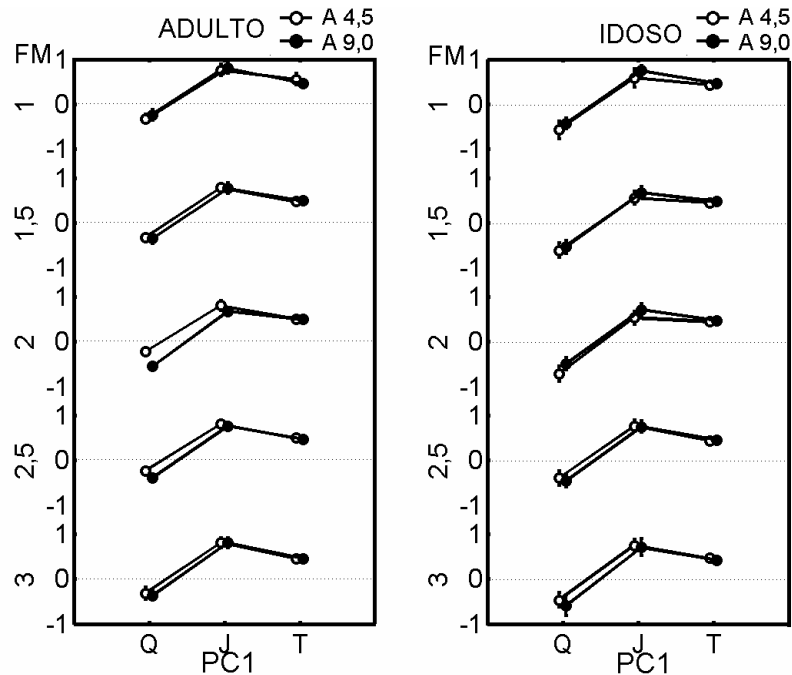


FIGURA 46 - Média e erro padrão entre os sujeitos da contribuição dos movimentos do quadril (Q), joelho (J) e tornozelo (T) para o primeiro componente principal (PC1). Valores positivos representam movimentos de flexão e valores negativos, movimentos de extensão das articulações.

6.2.5 Análise da variedade não controlada (UCM)

Análise do UCM foi utilizada para verificar a hipótese de que duas variáveis estariam relacionadas a performance dos movimentos: a posição do centro de massa (CM) e a orientação do tronco (α_{TR}) com relação à vertical.

6.2.5.1 Análise com relação à hipótese de estabilização da posição do CM

A quantidade de variância articular que não afetou o valor médio da variável relacionada a performance da tarefa (V_{UCM}) foi maior do que a quantidade de variância articular que afetou a variável relacionada a performance da tarefa (V_{ORT}). Na FIGURA 47 são apresentados os valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo dos dois componentes da variância articular (V_{UCM} e V_{ORT}) para o grupo

ADULTO (A e B, respectivamente) e para o grupo IDOSO (D e E, respectivamente). Os valores médios da razão $R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$ para o grupo ADULTO e grupo IDOSO são apresentados em C e F, respectivamente. Os valores de R_V foram maiores do que uma unidade para os dois grupos em todas as tarefas e foram similares entre os parâmetros da tarefa (amplitude de movimento e FM). ANOVA não revelou efeito de *GRUPO* ($F(1,16) = 0,34$, $p = 0,57$), *AMPLITUDE* ($F(1,16) = 0,26$, $p = 0,62$) e *FM* ($F(4,64) = 1,6$, $p = 0,18$) para R_V . Interação significativa entre *GRUPO* e *AMPLITUDE* foi revelada ($F(1,16) = 6,7$, $p = 0,02$). Isto indica que o índice de estabilização da posição do CM foi maior para a maior amplitude para o grupo IDOSO e menor para o grupo ADULTO. ANOVA não revelou diferença entre grupos ($F(1,10) = 0,05$, $p = 0,82$), entre amplitudes ($F(1,10) = 0,6$, $p = 0,82$) e entre FMs ($F(4,40) = 0,15$, $p = 1$) para o componente V_{UCM} . Para o componente V_{ORT} , ANOVA não indicou diferenças entre grupo ($F(1,14) = 0,8$, $p = 0,37$) porém um efeito significativo de *AMPLITUDE* ($F(1,14) = 9$, $p = 0,009$) e de *FM* foi encontrado ($F(4,56) = 3$, $p = 0,027$). V_{ORT} foi maior para a maior amplitude e diminuiu com o aumento de FM.

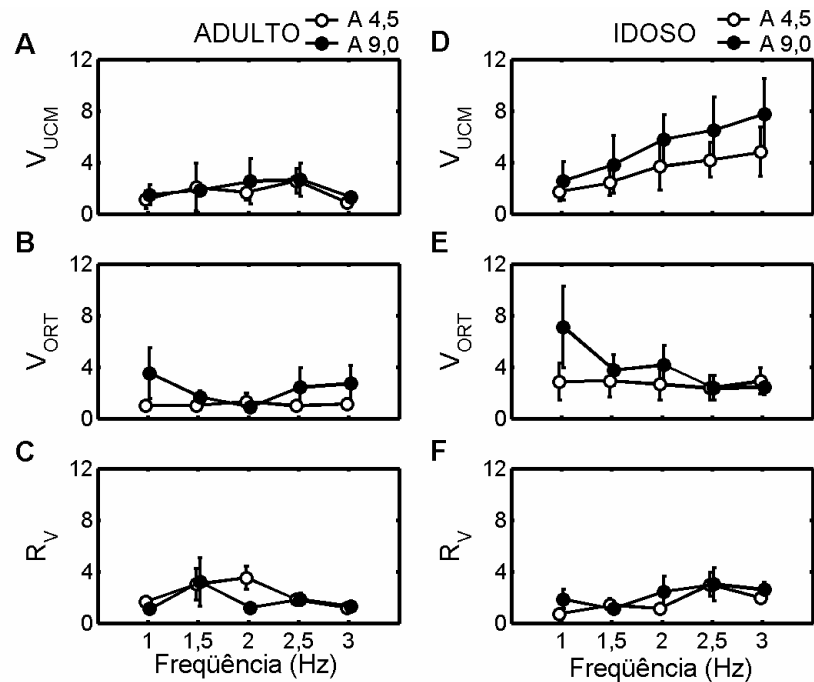


FIGURA 47 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da posição do CM. Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.

6.2.5.2 Análise com relação à hipótese de estabilização da orientação do tronco

Em geral, o componente V_{UCM} da configuração articular foi tipicamente maior do que o componente V_{ORT} , independente do grupo, amplitude de movimento e frequência do movimento. A razão entre V_{UCM} e V_{ORT} foi maior do que para a hipótese do CM como ilustrado na FIGURA 31 em C e F. ANOVA não revelou efeito de *GRUPO* ($F(1,15) = 0,2$, $p = 0,65$), *AMPLITUDE* ($F(1,15) = 0,6$, $p = 0,4$) e *FM* ($F(4,60) = 1,4$, $p = 0,2$) para R_V . Na FIGURA 31 também são apresentados os valores médios entre os sujeitos e cada 10% do ciclo dos dois componentes da variância articular V_{UCM} e V_{ORT} obtidos com relação a hipótese de estabilização da orientação do tronco (α_{TR}) para os ADULTO (A e B, respectivamente) e para o grupo IDOSO (D e E, respectivamente). ANOVAs com fatores *GRUPO*, *AMPLITUDE* e *ID*, não

indicaram diferença entre grupos ($F(1,10) = 0,6$, $p = 0,45$ e $F(1,17) = 1,9$, $p = 0,19$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}). ANOVA revelou significativo efeito de *AMPLITUDE* para o componente V_{ORT} ($F(1,17) = 6,3$, $p = 0,022$) mas não para o V_{UCM} ($F(1,10) = 0,1$, $p = 0,76$). Nenhum efeito de FM foi observado para os dois componentes de variância ($F(4,40) = 0,4$, $p = 0,8$ e $F(4,68) = 2,4$, $p = 0,056$, respectivamente, V_{UCM} e V_{ORT}). Interação significativa foi apontada entre GRUPO e FM ($F(4,68) = 2,5$, $p = 0,049$) para V_{ORT} . O grupo IDOSO apresentou uma redução no V_{ORT} com o aumento da FM.

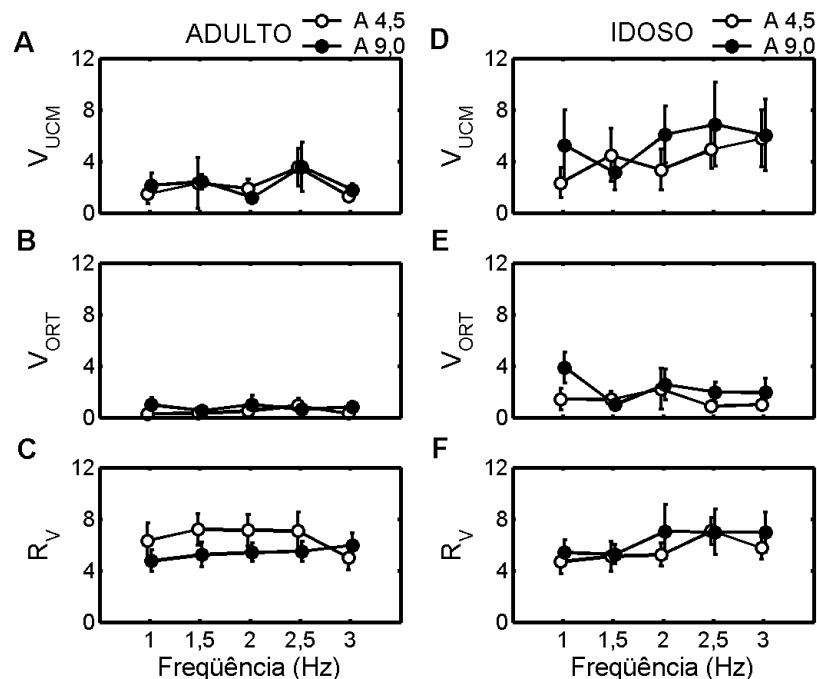


FIGURA 48 - Média e erro padrão entre sujeitos dos dois componentes da variância articular, V_{UCM} por graus de liberdade (em A, para o grupo ADULTO e em D, para o grupo IDOSO) e V_{ORT} por graus de liberdade (em B, para o grupo ADULTO e em E, para o grupo IDOSO) referentes a hipótese de estabilização da orientação de α_{TR} . Os valores médios da razão entre os componentes ($R_V = V_{UCM}/V_{ORT}$) são apresentados em C e F, respectivamente para o grupo ADULTO e grupo IDOSO.

6.2.6 Comentários gerais sobre os resultados

O presente experimento foi desenvolvido com o objetivo de verificar quais os padrões de coordenação postural utilizados por adultos e idosos quando restrições temporais são impostas aos movimentos voluntários. Nestas condições, os

adultos e os idosos apresentaram os mesmos padrões de coordenação postural e o mesmo desempenho nas tarefas.

Diferenças foram observadas principalmente entre as amplitudes dos movimentos. Maior amplitude e variabilidade de deslocamento do CP e maior amplitude de movimento das articulações foram observadas quando os movimentos foram realizados na maior amplitude. Um aumento da área de atividade EMG do músculo gastrocnêmio cabeça medial (GM) também foi observado para as tarefas de maior amplitude.

Com o aumento da frequência dos movimentos foi observado um aumento da área de atividade EMG. Em adição o pico de atividade EMG máxima ocorreu mais cedo com o aumento da frequência.

Todas as variáveis relacionadas a PCA e análise da variedade não controlada foram similares entre grupos, amplitudes e frequências. De acordo com as duas análises de componentes principais, grande parte da variância total das articulações poderia ser explicada por apenas um componente o PC1. Sendo que movimentos do quadril ocorreram sempre em direção oposta aos movimentos do joelho e tornozelo. Tal resultado está de acordo com os resultados da fase relativa. A razão entre os dois componentes da variância foi maior que uma unidade indicando que a posição do CM e orientação do tronco foram variáveis importantes na execução das tarefas.

Em suma, pode ser observado neste experimento que adultos e idosos utilizam padrões de coordenação postural similares para atender os parâmetros das tarefas (restrições temporais).

7 DISCUSSÃO

O presente estudo foi conduzido para investigar quais padrões de coordenação postural adultos e idosos utilizam durante a execução de movimentos voluntários na postura ereta. Era esperado que adultos e idosos apresentassem padrões de coordenação postural similares quando restrições fossem impostas aos movimentos voluntários e que as restrições impostas levassem a alterações nos padrões de coordenação postural para os dois grupos. Os resultados deste estudo

corroboram estas predições tanto para as restrições espaciais como temporais. Quando nenhuma restrição foi imposta aos movimentos voluntários, adultos e idosos utilizaram diferentes padrões de coordenação postural. Com a imposição de restrições adultos e idosos apresentaram padrões de coordenação postural similares e adaptaram tais padrões as diferentes condições de restrição.

Em particular, as variações dos ângulos articulares durante as tarefas (entre ciclos de movimento) foram organizadas para estabilizar duas variáveis importantes para a execução das tarefas, a coordenada do centro de massa (CM) e a orientação do tronco (α_{TR}) com relação à vertical. Os achados do presente estudo suportam as duas hipóteses formuladas anteriormente. Manipulações dos parâmetros das tarefas como amplitude de movimento, tamanho do alvo e/ou freqüências dos movimentos mostraram algum efeito sobre estas variáveis. Era esperado que com as restrições impostas e os diferentes parâmetros das tarefas, diferenças marcantes entre os padrões de coordenação postural fossem observadas. No entanto, embora as tarefas fossem controladas quanto à margem de erro a ser permitida, mais de um parâmetro estava variando entre as tarefas (amplitude e tamanho dos alvos ou amplitude e freqüência do metrônomo) e os padrões de controle postural podem ter sido influenciados por outros parâmetros durante movimentos voluntários. A seguir, estes aspectos são discutidos separadamente.

7.1 Relação entre velocidade e acurácia

Numerosos estudos têm mostrado que humanos são mais lentos quando eles precisam alcançar um alvo menor. Estas descobertas foram formalizadas por FITTS (1954) em uma equação que tem sido confirmada desde seus estudos por várias ações (PLAMONDON & ALIM, 1997). De acordo com a *Lei de Fitts*, o tempo de movimento é uma função linear do índice de dificuldade (ID) computado como o logaritmo da razão entre a amplitude do movimento e o tamanho do alvo. Estudos recentes envolvendo o corpo todo tem mostrado que esta lei pode precisar ser reformulada para estas tarefas (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999; DUARTE & FREITAS, 2005): Alterações no ID induzidas por manipulações das amplitudes de movimento tem diferentes efeitos sobre o tempo de movimento.

O experimento 2 confirmou estas observações e estendeu para outro grupo de sujeitos, os idosos. Ao contrário das predições da Lei de Fitts, foi observado que os pontos de dados para diferentes amplitudes de movimento correspondem a diferentes relações entre tempo de movimento e ID (mais evidente quando a relação é estabelecida com o ID efetivo, ID_e , vide FIGURA 18).

Uma interpretação oferecida para o efeito de escala é baseada na idéia de que a oscilação postural interferiu com a tarefa e alterou o tamanho efetivo do alvo (DUARTE & ZATSIORSKY, 2002; DUARTE & FREITAS, 2005). Diferente das tarefas executadas com poucos segmentos, por exemplo os movimentos com a mão, a postura ereta apresenta uma variabilidade inerente que não pode ser desconsiderada (DUARTE & ZATSIORSKY, 2002). Aplicando tal interpretação ao presente estudo, se a oscilação corporal interferiu na execução da tarefa então é esperado que os idosos que apresentam maior oscilação corporal que os adultos (COLLEDGE et al., 1994; COLLINS et al., 1995; HAY et al., 1996; TEASDALE et al., 1991) sejam mais afetados pela tarefa. Tal resultado é observado somente na relação entre tempo de movimento e índice de dificuldade efetivo.

Porém, esses resultados podem ter sido afetados pela complexidade da tarefa, em que os idosos foram menos acurados em realizar os movimentos nas restrições estabelecidas (amplitudes e tamanhos dos alvos). Uma relação alternativa entre velocidade e acurácia que permite verificar o efeito da variabilidade inerente no sistema independente do movimento é a relação entre a velocidade média e a largura efetiva dos alvos (MEYER, SMITH & WRIGHT, 1982; SCHMIDT et al., 1979). Nessa formulação alternativa, a inclinação (b) expressa quanto a velocidade do movimento afeta a variabilidade do movimento, enquanto o intercepto (a) expressa a variabilidade na velocidade zero. Portanto, o intercepto (a) é uma medida da variabilidade que é independente da velocidade do movimento. Como a oscilação postural existe durante a postura ereta quieta, agora interpretada como variabilidade em velocidade zero, esta relação pode ser mais apropriada para explicar os efeitos da relação entre velocidade e acurácia durante a postura ereta em adultos e idosos. Tal formulação tem sido empregada em estudos em que a velocidade dos movimentos foi determinada mais explicitamente pela tarefa, similar às tarefas do experimento 3 no presente estudo. Nos experimentos 2 e 3, uma relação linear

significante foi encontrada entre velocidade efetiva (V_e) e largura efetiva (L_e) dos alvos tanto para os adultos como para os idosos. Em particular, os idosos apresentaram maior variabilidade em velocidade zero e foram mais afetados pelo aumento da velocidade. Dessa forma, parece que a variabilidade inerente do sistema (no caso, a oscilação corporal) afetou a execução das tarefas. No experimento 2, esse efeito é mais crítico pois a oscilação corporal aumentada dos idosos reduz consideravelmente a largura dos alvos tornando a tarefa mais complexa. Tanto os adultos como os idosos realizaram as tarefas com índices de dificuldade efetivos menores para a tarefa de menor amplitude e gastaram mais tempo para executar estas tarefas. Parece que este fato não é devido a uma dificuldade em controlar movimentos voluntários em amplitudes menores. Como apontado no experimento 1, tanto os adultos como os idosos apresentaram tempo de movimento maior para realizar a tarefa de maior amplitude quando nenhum alvo tinha que ser alcançado. Esse resultado também foi evidente no experimento 3 para os idosos que realizaram as tarefas de menor amplitude e maiores freqüências em tempos menores do que as tarefas em maior amplitude. Estes resultados confirmam a idéia de que a oscilação corporal reduz o tamanho dos alvos e aumenta a complexidade da tarefa. Desta forma, resta saber se o uso de diferentes padrões de coordenação postural interfere na execução dos movimentos voluntários.

7.2 Padrões de coordenação postural na postura ereta

Muitos estudos têm sugerido que idosos apresentam oscilação corporal aumentada (BLASZCZYK, LOWE & HANSEN, 1994; COLLINS et al., 1995; HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989; MAKI, HOLLIDAY & FERNIE, 1990; TEASDALE et al., 1991) e usam diferentes padrões de coordenação postural em comparação aos adultos quando na postura ereta quieta (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003; PANZER, BANDINELLI & HALLETT, 1995). No presente estudo, os idosos apresentaram todos os valores dos parâmetros relacionados a deslocamentos do centro de pressão (CP) maiores do que os adultos (embora eles não tenham sido estatisticamente significantes). De acordo com outros estudos, tal resultado indica

que os idosos apresentam oscilação corporal aumentada a qual pode estar relacionada ao uso de padrões de coordenação postural diferentes.

Cinematicamente, os padrões de coordenação na postura ereta quieta dos idosos foram similares aos dos adultos. Para os dois grupos de sujeitos (ADULTOS e IDOSOS), os padrões de coordenação postural foram caracterizados por um aumento da amplitude das articulações numa seqüência distal-proximal e, portanto, o quadril apresentou maior amplitude articular do que o tornozelo como visto em outros estudos (GATEV et al., 1999). Essas duas articulações também apresentaram um padrão fora de fase, ou seja, os movimentos da articulação do tornozelo e do quadril ocorreram em direção oposta.

Embora, cinematicamente os padrões de coordenação foram similares entre grupos, algumas diferenças foram encontradas nos padrões de ativação muscular. Os idosos apresentaram maior atividade EMG dos músculos do tronco (reto do abdome, RA e eretor da espinha, ES) e coxa (vasto lateral, VL e bíceps femoral, BF) em comparação aos adultos. Maior atividade EMG e envolvimento de mais músculos em idosos tem sido reportado em outros estudos (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003; LAUGHTON et al., 2003). No presente estudo e no estudo de AMIRIDIS, HATZITAKI E ARABATZI (2003), nenhuma diferença foi encontrada na atividade dos músculos da perna (tibial anterior, TA e gastrocnêmio cabeça medial, GM). Dessa forma, a atividade muscular aumentada no idoso pode ser um mecanismo compensatório à diminuição da força na articulação do tornozelo (AMIRIDIS, HATZITAKI & ARABATZI, 2003; COLLINS et al., 1995; HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989; HORAK, HENRY & SHUMWAY-COOK, 1997; LAUGHTON et al., 2003). Tais fatos poderiam indicar que os idosos utilizam uma estratégia similar à estratégia do quadril, enquanto, os adultos que apresentaram maior atividade EMG do músculo GM poderiam ter usado uma estratégia similar à do tornozelo.

7.3 Padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários na postura ereta

No presente estudo, os sujeitos eram livres para executar os movimentos com as diversas articulações do corpo, sem tirar os pés em contato com a plataforma. Algumas diferenças nos padrões de coordenação postural foram observadas quando nenhuma restrição foi imposta aos movimentos. Por exemplo, os idosos utilizaram mais a articulação do quadril do que os adultos independentemente das amplitudes de movimento. No entanto os dois grupos apresentaram movimentos nas duas articulações em direções opostas, um indicativo de que movimentos voluntários com o corpo todo são executados como um pêndulo duplo invertido articulado no quadril e no tornozelo. Estes resultados corroboram com os achados em adultos sobre movimentos voluntários do tronco (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; CRENNAN et al., 1987) e, em idosos para movimentos da perna (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005). A relação fora de fase entre os segmentos pode ser um indicativo de estabilização do CM e é representada por apenas um PC, isto é, uma única sinergia funcional (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998).

No presente estudo, quando nenhuma restrição foi imposta aos movimentos, foi observado que mais que um PC era necessário para explicar grande parte da variância articular total, embora o primeiro PC considerasse a grande parte. Tal fato foi presente nos adultos e nos idosos. No entanto, a contribuição de cada articulação nos PCs foi diferente entre os grupos. Maior contribuição do quadril foi observada para os idosos para as duas amplitudes de movimento. Para os adultos, maior contribuição do joelho foi observada.

Os achados de que os idosos apresentam amplitude de movimento maior no quadril parece que não é dependente do tipo de tarefa, uma vez que diversos estudos têm apresentado resultado similar durante perturbações externas na superfície de suporte (GU, SCHULTZ, SHEPARD & ALEXANDER, 1996; OKADA et al., 2001) e durante a execução de movimentos voluntários com poucos segmentos (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005). Desta forma, pode ser que os idosos adotam padrões de coordenação postural diferentes com o intuito de

minimizar as perturbações do CM e garantir a acurácia nas tarefas similar ao que tem sido observado em outros estudos (BLASZCZYK, LOWE & HANSEN, 1994).

A imposição da acurácia sobre os movimentos utilizando alvos de diferentes tamanhos (experimento 2) e diferentes frequências dos movimentos (experimento 3) minimizou essas diferenças. Em particular, os idosos passaram a utilizar um padrão de coordenação postural similar ao dos adultos. Embora maiores movimentos no quadril tenham ocorrido para os idosos, a diferença entre movimentos na articulação do quadril e do tornozelo foi menor e similar aos adultos. Além disso, os movimentos na articulação do quadril ocorreram em direção oposta aos movimentos do joelho e tornozelo para os dois grupos. Porém, tanto os adultos como os idosos apresentaram grande envolvimento da articulação do joelho para a execução dos movimentos. Os idosos também apresentaram maior atividade EMG dos músculos do joelho e menor presença de coativação entre os músculos da coxa (vasto lateral e bíceps femoral).

Os padrões de coordenação apresentaram alterações entre as condições das tarefas (diferentes amplitudes, tamanho dos alvos ou frequências dos movimentos). Em geral, a amplitude articular aumentou e o tempo de ocorrência do pico máximo de atividade EMG atrasou com o aumento das amplitudes. Um alto acoplamento entre as articulações também foi observado com o aumento das amplitudes independentemente se analisadas com as seis articulações ou com apenas três delas (quadril, joelho e tornozelo), principalmente para as tarefas com restrição espacial (alvos de diferentes tamanhos).

Os padrões de coordenação durante as tarefas com restrição espacial também apresentaram modulações com a diminuição do tamanho do alvo. Por exemplo, a diminuição dos alvos levou a uma diminuição dos movimentos da parte superior do corpo (cabeça, tronco superior e tronco inferior) bem como do quadril. Por outro lado, os padrões de coordenação postural durante as tarefas com restrição temporal apresentaram uma supressão dos movimentos do tronco inferior com o aumento da frequência (isto é, velocidade aumentada). No entanto, para as duas tarefas, a quantidade de ativação muscular (área da atividade EMG) foi modulada com o tamanho dos alvos e/ou frequência dos movimentos. Movimentos realizados com maior velocidade (alvos mais largos e frequências mais altas) apresentaram

maior área da atividade EMG do que os movimentos realizados com menor velocidade (alvos mais estreitos e frequências mais baixas). O aumento da atividade EMG com o aumento da velocidade pode estar relacionado à estabilização da posição do tronco observada. Tais resultados são similares aos observados em adultos durante perturbações na plataforma em diferentes frequências (BUCHANAN & HORAK, 1999) e durante movimentos de apontar em alvos de diferentes larguras na postura ereta (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004).

Estes resultados indicam que os padrões de ativação muscular são mais sensíveis às pequenas alterações que estão ocorrendo em virtude das restrições das tarefas. O fato de cinematicamente os padrões de coordenação postural terem sido pouco afetados pelas restrições impostas sugere que para a mesma estratégia pode haver mais que um padrão de ativação muscular e, a escolha por um padrão é dependente dos parâmetros das tarefas (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004; BUCHANAN & HORAK, 1999).

A ausência de uma transição entre padrões de coordenação postural bem definidos (“estratégia do quadril” e “estratégia do tornozelo”, NASHNER & MCCOLLUM, 1985) pode estar relacionada à escolha nos parâmetros das tarefas. Na tarefa com restrição espacial, o tamanho dos alvos foi escolhido baseado em estudos anteriores em que os participantes foram capazes de executar as tarefas com sucesso (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999; DUARTE & FREITAS, 2005; FREITAS, DUARTE & LATASH, submetido à publicação). Para as tarefas com restrição temporal, a escolha das frequências foi feita em função dos tempos de movimento utilizados para executar as tarefas com restrição espacial, permitindo assim uma comparação direta entre os estudos. Era esperado que com o aumento da dificuldade da tarefa e uma diminuição da frequência do movimento, os sujeitos adotassem um padrão de coordenação postural similar a um pêndulo invertido como têm sido observado em estudos com diferentes frequências de perturbação (BUCHANAN & HORAK, 1999; KO, CHALLIS & NEWELL, 2001) ou durante movimentos voluntários (BARDY, OULLIER, BOOTSMA & STOFFREGEN, 2002).

Por outro lado, os parâmetros das tarefas influenciaram os padrões de coordenação postural como tem sido observado em outros estudos (CORNA, TARANTOLA, NARDONE, GIORDANO & SCHIEPPATI, 1999; NARDONE et al.,

2000). Em particular, os idosos apresentaram um padrão de coordenação postural similar aos adultos para atender as restrições impostas pelas tarefas. Isso indica que a escolha por um padrão diferenciado pode ser devido a manipulações experimentais e não a déficits relacionados ao sistema de controle postural, bem como a presença de um controle adaptativo preservado no idoso. Porém, parece que a adoção de um novo padrão de coordenação postural não foi tão eficiente para os idosos. Os idosos não conseguiram realizar as tarefas nos índices de dificuldade estabelecidos e nem em algumas frequências determinadas pelo metrônomo. Nas duas condições os idosos não conseguiram reduzir a velocidade dos movimentos o que possivelmente levou a um aumento da variabilidade apresentada na posição do CP quando comparado aos adultos. Por outro lado, as tarefas com restrição da acurácia foram eficazes na redução da variabilidade do CP quando comparado as tarefas sem restrição.

Em adição, os sujeitos receberam feedback visual da posição do CP, que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e portanto, representa um resultado coletivo da atividade do sistema de controle postural e da força da gravidade. A posição do CP não é diretamente relacionada à posição de segmentos particulares do corpo, nem é diretamente relacionada ao corpo como um todo. Além disso, a posição do CP inclui componentes dinâmicos relacionados à aceleração do corpo, o que significa que é possível deslocar a posição do CP sem consideravelmente alterar a posição do corpo, o que pode ter acontecido com os idosos. Uma comparação visual entre os dois grupos numa tarefa em que ID_e (1,4) e amplitude (5,0 cm) foram similares entre grupos permitiu verificar algumas diferenças nos padrões de coordenação postural e no desempenho das tarefas. As diferenças apresentadas foram similares a outros estudos utilizando perturbação à superfície externa ou durante movimentos voluntários. Por exemplo, os idosos apresentaram maior amplitude de movimento de todas as articulações; maior uso do quadril (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005); maior quantidade de atividade EMG de todos os músculos (MANCHESTER et al., 1989); pico de atividade EMG dos músculos da coxa e perna ocorrendo mais cedo e maior contribuição do quadril e joelho do que do tornozelo. Estas diferenças podem ser diretamente relacionadas ao desempenho nas tarefas, embora os

parâmetros efetivos das tarefas tenham sido similares, os idosos apresentaram maior tempo de movimento e maior variabilidade do que os adultos para executarem a presente tarefa. Desta forma os idosos podem ter inadequadamente alterado os padrões de coordenação postural na tentativa de atender os parâmetros das tarefas. A falta de adequação no uso de padrões de coordenação com as restrições das tarefas têm sido observada em outros estudos (HATZITAKI, AMIRIDIS & ARABATZI, 2005). No entanto, o uso de tarefas mais desafiadoras ao controle postural, como as propostas no presente estudo, permite investigar como o sistema de controle postural responde a tarefas de diferentes níveis de dificuldade.

7.4 Flexibilidade dos padrões de coordenação postural durante movimentos voluntários na postura ereta

Movimentos voluntários levam a alterações nas configurações do corpo e, portanto, perturbações na posição do CM. Assim, o sistema de controle postural nestas condições deve desempenhar duas funções: manter a projeção do CM dentro da base de suporte e dar condições ao corpo para realização de diversos movimentos com outros segmentos corporais. A distinção entre esses dois processos de controle é mais evidente em movimentos voluntários de apontar na postura ereta, onde há uma separação clara entre movimento focal (apontar com o braço) e manutenção da postura (BONNETBLANC, MARTIN & TEASDALE, 2004; MASSION, ALEXANDROV & FROLOV, 2004). Para os movimentos voluntários utilizados no presente estudo, a decomposição em movimento focal e postural não é tão clara uma vez que os movimentos voluntários envolvem várias articulações incluindo às responsáveis pelo controle postural.

Estudos com movimentos voluntários do tronco têm sugerido que uma única sinergia é responsável pela execução dos movimentos e da manutenção da postura (ALEXANDROV, FROLOV & MASSION, 1998; CRENNAN et al., 1987; PEDOTTI et al., 1989). Por exemplo, no estudo de ALEXANDROV, FROLOV e MASSION (1998), utilizando análise de componentes principais, foi observada uma única sinergia funcional com movimentos do quadril acompanhados por movimentos do joelho e tornozelo em direção oposta durante movimentos do tronco.

No presente estudo, a análise de componentes principais apontou que mais de um PC era necessário para explicar grande parte da variância articular total durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo em amplitudes e velocidades auto-selecionadas. Porém, quando restrições (amplitude, acurácia e frequência) são impostas aos movimentos voluntários, a porcentagem explicada pelo primeiro PC aumenta. Esses resultados sugerem que a restrição das tarefas por si só leva a redução do número de padrões de coordenação postural que podem ser utilizados para realizar os movimentos voluntários. Sendo assim, pode ser argumentado que há um controle independente do SNC para manter a posição do CM e executar a tarefa, corroborando com os achados de ALEXANDROV et al. (1998, 2001a;b).

Esta interpretação segue as idéias dos estudos baseados na hipótese da variedade não controlada (“Uncontrolled manifold”, UCM) (LATASH & JARIC, 2002; SCHOLZ & SCHONER, 1999). De acordo com esta hipótese, uma sinergia estabiliza uma variável importante relacionada ao desempenho da tarefa. Tal hipótese tem sido aplicada em particular à análise cinemática de movimentos envolvendo várias articulações como movimentos de apontar e de sentar e levantar (DOMKIN et al., 2002; SCHOLZ, SCHONER & LATASH, 2000) e a análise de sinergias musculares associadas com tarefas posturais (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005; SCHOLZ & SCHONER, 1999).

Muitos estudos têm sugerido que a localização do CM deveria ser um variável da tarefa importante a ser estabilizada pelo SNC para evitar uma queda durante movimentos voluntários envolvendo o corpo todo (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005; PETERKA, 2002). De fato, a alta posição do CM (por volta de 1 m acima do nível de suporte) e a pequena base de suporte (com dimensões típicas da ordem de 0,3 x 0,3 m) impõem estreitas restrições sobre os movimentos do CM na direção ântero-posterior. A análise da estrutura da variância articular com relação à localização do CM tem suportado a hipótese de que esta foi uma das variáveis relacionadas à execução da tarefa estabilizada pela ação coordenada das articulações. A variância foi estruturada tal que a maioria dela foi “boa” no sentido que ela não afetou a localização do CM, refletida nos valores de R_V significativamente superiores do que uma unidade e tipicamente da ordem de 3. Os achados foram

similares entre adultos e idosos e têm sido encontrado nos estudos de sentar e levantar (SCHOLZ & SCHONER, 1999) e em condições de instabilidade na postura ereta (KRISHNAMOORTHY, YANG & SCHOLZ, 2005).

A outra variável relacionada à tarefa investigada foi a orientação do tronco com relação à vertical. Tal variável foi selecionada em função das seguintes considerações. Primeiro, a noção de uma referência vertical tem sido comumente usada em estudos de controle postural (GURFINKEL, IVANENKO YU, LEVIK YU & BABAKOVA, 1995) e a estabilização da orientação do tronco tem sido observada em estudos com oscilações da superfície de suporte (BUCHANAN & HORAK, 1999). Segundo, manter a orientação do tronco permite apenas pequenas alterações em duas modalidades sensoriais: os sistemas visual e vestibular. Em particular, o sistema visual está diretamente relacionado às tarefas do presente estudo em que os participantes precisavam de tal informação para realizar as tarefas sem cometer erros. Análise da estrutura da variância articular tem suportado a hipótese de que os ângulos articulares covariam entre ciclos para estabilizar a orientação do tronco tanto em adultos como em idosos. Embora a estrutura da variância tenha sido preservada em idosos, é importante ressaltar que os idosos apresentaram maior variância articular para os dois componentes (V_{UCM} e V_{ORT}). Esse achado foi observado para as hipóteses de estabilização do CM e estabilização do tronco; o que indica que essas duas variáveis são estabilizadas quando os idosos estão executando as tarefas.

Dessa forma, para os dois grupos, os resultados das análises da estrutura da variância articular com relação às duas variáveis relacionadas ao desempenho das tarefas permitem oferecer a seguinte interpretação dos achados da análise de componentes principais. O único PC levando em conta grande parte variância articular tem a função de manter a projeção da posição do CM dentro dos limites da base de suporte e preservar as informações sensoriais através da estabilização da orientação do tronco.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos resultados encontrados no presente estudo, pode ser concluído que:

- Adultos e idosos mesmo em situações mais simples, como na postura ereta quieta sem qualquer tipo de restrição ou perturbação, utilizam padrões de coordenação postural diferentes.
- Os idosos são capazes de realizar movimentos voluntários com o corpo todo e de se adaptarem com as diferentes restrições impostas pelas tarefas;
- A imposição de acurácia levou os idosos a adotarem padrões de coordenação postural similares aos padrões de coordenação postural dos adultos, porém os idosos não responderam adequadamente as restrições impostas;
- As restrições impostas às tarefas (alterações na amplitude, ID e freqüências de movimento) afetaram os padrões de coordenação postural de adultos e idosos, e permitiram verificar a variabilidade dos padrões de coordenação postural utilizando análise de componentes principais e análise da variedade não controlada.

Para novas investigações sobre os padrões de coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta pode ser sugerido:

- O estudo de tais movimentos com os parâmetros da tarefa mais rigidamente controlados (amplitude, por exemplo);
- O estudo de movimentos voluntários executados em freqüências menores do que as utilizadas no presente estudo (menores que 1 Hz);
- A investigação dos padrões de coordenação postural de outros grupos de participantes. Os participantes do grupo IDOSO no presente estudo

praticavam algum tipo de atividade física regular. Pode ser que maiores diferenças nos padrões de coordenação postural sejam observadas quando analisando indivíduos idosos não praticantes de atividade física ou que apresentem risco de quedas. Para tais grupos de indivíduos as tarefas do presente estudo podem ser mais desafiadoras e exigirem mais do sistema de controle postural.

Em suma, no presente estudo foi verificado que os dois tipos de restrição, espacial e temporal, podem ser efetivos na avaliação e treinamento de diferentes padrões de coordenação postural utilizando feedback visual do centro de pressão.

REFERÊNCIAS

ABBS, J. H.; GRACCO, V. L.; COLE, K. J. Control of multimovement coordination: sensorimotor mechanisms in speech motor programming. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 16, n. 2, p. 195-231, 1984.

ALEXANDROV, A.; AURENTY, R.; MASSION, J.; MESURE, S.; VIALLET, F. Axial synergies in parkinsonian patients during voluntary trunk bending. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 8, n. 2, p. 124-135, 1998.

ALEXANDROV, A.; FROLOV, A.; MASSION, J. Axial synergies during human upper trunk bending. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 118, n. 2, p. 210-220, 1998.

ALEXANDROV, A. V.; FROLOV, A. A.; MASSION, J. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling. **Biological Cybernetics**, New York, v. 84, n. 6, p. 425-434, 2001a.

ALEXANDROV, A. V.; FROLOV, A. A.; MASSION, J. Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. II. Experimental study. **Biological Cybernetics**, New York, v. 84, n. 6, p. 435-443, 2001b.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, Limerick, v. 350, n. 3, p. 137-140, 2003.

BACKMAN, E.; JOHANSSON, V.; HAGER, B.; SJOBLOM, P.; HENRIKSSON, K. G. Isometric muscle strength and muscular endurance in normal persons aged between 17 and 70 years. **Scandinavian Journal Of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 27, n. 2, p. 109-117, 1995.

BAECKE, J. A. H.; BUREMA, J. E.; FRIJTERS, E. R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v. 36, p. 936-942, 1982.

BARDY, B. G.; MARIN, L.; STOFFREGEN, T. A.; BOOTSMA, R. J. Postural coordination modes considered as emergent phenomena. **Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance**, Arlington, v. 25, n. 5, p. 1284-1301, 1999.

BARDY, B. G.; OULLIER, O.; BOOTSMA, R. J.; STOFFREGEN, T. A. Dynamics of human postural transitions. **Journal of Experimental Psychology**, Washington, v. 28, n. 3, p. 499-514, 2002.

BERNSTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movements**. ed. Oxford Pergamon Press, 1967.

BLASZCZYK, J. W.; LOWE, D. L.; HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 2, n. 1, p. 11-17, 1994.

BONNETBLANC, F.; MARTIN, O.; TEASDALE, N. Pointing to a target from an upright standing position: anticipatory postural adjustments are modulated by the size of the target in humans. **Neuroscience Letters**, Limerick, v. 358, p. 181-184, 2004.

BOUISSET, S.; RICHARDSON, J.; ZATTARA, M. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? **Neuroscience Letters**, Limerick, v. 278, n. 3, p. 153-156, 2000.

BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 81, n. 5, p. 2325-2339, 1999.

_____. Transitions in a postural task: do the recruitment and suppression of degrees of freedom stabilize posture? **Experimental Brain Research**, Berlim, v. 139, n. 4, p. 482-494, 2001.

_____. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioral Brain Research**, Amsterdam, v. 143, n. p. 121-140, 2003.

COLLEDGE, N. R.; CANTLEY, P.; PEASTON, I.; BRASH, H.; LEWIS, S.; WILSON, J. A. Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography. **Gerontology**, Basel, v. 40, n. 5, p. 273-278, 1994.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L. A. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Experimental Brain Research**, Berlim, v. 104, n. 3, p. 480-492, 1995.

CORNA, S.; TARANTOLA, J.; NARDONE, A.; GIORDANO, A.; SCHIEPPATI, M. Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited? **Experimental Brain Research**, Berlim, v. 124, n. 3, p. 331-341, 1999.

CRENNA, P.; FRIGO, C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. **Journal of Physiology**, London, v. 437, p. 635-653, 1991.

CRENNA, P.; FRIGO, C.; MASSION, J.; PEDOTTI, A. Forward and backward axial synergies in man. **Experimental Brain Research**, Berlim, v. 65, n. 3, p. 538-548, 1987.

DANION, F.; DUARTE, M.; GROSJEAN, M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. **Neuroscience Letters**, Limerick, v. 277, n. 2, p. 131-133, 1999.

_____. Variability of reciprocal aiming movements during standing: The effect of amplitude and frequency. **Gait & Posture**, Amsterdam, 2005. (Aceito para publicação).

DESMURGET, M.; PRABLANC, C.; ROSSETTI, Y.; ARZI, M.; PAULIGNAN, Y.; URQUIZAR, C.; MIGNOT, J. C. Postural and synergic control for three-dimensional movements of reaching and grasping. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 74, n. 2, p. 905-910, 1995.

DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 59, n. 6, p. 1888-1905, 1988.

DOMKIN, D.; LACZKO, J.; JARIC, S.; JOHANSSON, H.; LATASH, M. L. Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 143, n. 1, p. 11-23, 2002.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Speed-accuracy trade-off in voluntary postural movements. **Motor Control**, Champaign, v. 9, p. 180-196, 2005.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 146, n. 1, p. 60-69, 2002.

DUNCAN, P. W.; WEINER, D. K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 45, n. 6, p. M192-197, 1990.

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. **Journal of Experimental Psychology**, Washington, v. 47, n. 6, p. 381-391, 1954.

FITTS, P. M.; PETERSON, J. R. Information Capacity of Discrete Motor Responses. **Journal of Experimental Psychology**, Washington, v. 67, p. 103-112, 1964.

FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Relacionamento entre informação sensorial e ação motora em idosos: uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, Porto, 2005. (Aceito para publicação).

FREITAS, S. M. S. F.; DUARTE, M.; LATASH, M. L. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda. (submetido à publicação).

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **Journal of Physiology**, London, v. 514, p. 915-928, 1999.

GELFAND, I. M.; LATASH, M. L. On the problem of adequate language in motor control. **Motor Control**, Champaign, v. 2, p. 306-313, 1998.

GU, M. J.; SCHULTZ, A. B.; SHEPARD, N. T.; ALEXANDER, N. B. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 29, n. 3, p. 319-329, 1996.

GURFINKEL, V. S.; IVANENKO YU, P.; LEVIK YU, S.; BABAKOVA, I. A. Kinesthetic reference for human orthograde posture. **Neuroscience**, Oxford, v. 68, n. 1, p. 229-243, 1995.

HAMMAN, R. G.; MEKJAVIC, I.; MALLINSON, A. I.; LONGRIDGE, N. S. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 73, n. 8, p. 738-744, 1992.

HATZITAKI, V.; AMIRIDIS, I. G.; ARABATZI, F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbation. **Gait & Posture**, Amsterdam, 2005. (Artigo aceito para publicação).

HAY, L.; BARD, C.; FLEURY, M.; TEASDALE, N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 108, n. 1, p. 129-139, 1996.

HAYES, K. C. Biomechanics of postural control. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, Hagerstown, v. 10, p. 363-391, 1982.

HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 62, n. 4, p. 841-853, 1989.

HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 77, n. 5, p. 517-533, 1997.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural Orientation and Equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPHERD, J. T. (Ed.). **Handbook of Physiology**. New York: Oxford University Press, 1996, p. 255-292.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. **Neurobiology of Aging**, Oxford v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989.

HURLEY, M. V.; REES, J.; NEWHAN, D. J. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. **Age and Ageing**, London, v. 27, p. 55-62, 1998.

INGLIN, B.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 43, n. 4, p. M105-113, 1988.

JARIC, S.; LATASH, M. L. Learning a pointing task with a kinematically redundant limb: Emerging synergies and patterns of final position variability. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 18, p. 819-838, 1999.

KAPLAN, F. S.; NIXON, J. E.; REITZ, M.; RINDFLEISH, L.; TUCKER, J. Age related changes in proprioception and sensation of joint position. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Copenhagen, v. 56, p. 72-74, 1985.

KARLSSON, A.; LANSHAMMAR, H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 5, n. p. 198-203, 1997.

KIM, J. Y.; PARNIANPOUR, M.; MARRAS, W. S. Quantitative assessment of the control capability of the trunk muscles during oscillatory bending motion under a new experimental protocol. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 11, n. 7, p. 385-391, 1996.

KO, Y. G.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 20, n. 6, p. 737-764, 2001.

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; ZATSIORSKY, V. M. Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 157, n. 1, p. 18-31, 2004.

KRISHNAMOORTHY, V.; YANG, J.; SCHOLZ, J. P. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 164, n. 1, p. 1-17, 2005.

KUO, A. D.; ZAJAC, F. E. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. **Progress in Brain Research**, Amsterdam, v. 97, n. p. 349-358, 1993.

LATASH, M. L.; JARIC, S. Organization of drinking: postural characteristics of arm-head coordination. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 34, n. 2, p. 139-150, 2002.

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Medicine and Sport Sciences Reviews**, Hagerstown, v. 30, n. 1, p. 26-31, 2002.

LAUGHTON, C. A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J. F.; KERRIGAN, D. C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 18, n. 2, p. 101-108, 2003.

LEE, M. Y.; WONG, M. K.; TANG, F. T. Clinical evaluation of a new biofeedback standing balance training device. **Journal of Medical Engineering & Technology**, London, v. 20, n. 2, p. 60-66, 1996.

LEE, W. A. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 16, n. 2, p. 135-170, 1984.

LI, Z. M.; LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. **Experimental Brain Research**, Berlin v. 119, n. 3, p. 276-286, 1998.

LIN, S. I.; WOOLLACOTT, M. H. Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 34, n. 1, p. 37-44, 2002.

LORD, S. R.; SHERRINGTON, C.; MENZ, H. B. **Falls in older people**. ed. New York: Cambridge, 2001.

MACPHERSON, J. M.; RUSHMER, D. S.; DUNBAR, D. C. Postural responses in the cat to unexpected rotations of the supporting surface: evidence for a centrally generated synergic organization. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 62, n. 1, p. 152-160, 1986.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **Journal of American Geriatrics Society**, Los Angeles, v. 38, n. 1, p. 1-9, 1990.

MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUER-HYLTON, N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 44, n. 4, p. M118-127, 1989.

MARIN, L.; BARDY, B. G.; BAUMBERGER, B.; FLÜCKIGER, M.; STOFFREGEN, T. A. Interaction between task demands and surface properties in the control of goal-oriented. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 18, p. 31-47, 1999.

MASSION, J.; ALEXANDROV, A.; FROLOV, A. Why and how are posture and movement coordinated? **Progress in Brain Research**, Amsterdam, v. 143, p. 13-27, 2004.

MCCLLENAGHAN, B. A.; WILLIAMS, H. G.; DICKERSON, J.; DOWDA, M.; THOMBS, L.; ELEAZER, P. Spectral characteristics of aging postural control. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 4, p. 112-121, 1996.

MEYER, D. E.; SMITH, J. E.; WRIGHT, C. E. Models for the speed and accuracy of aimed movements. **Psychological Review**, Washington, v. 89, n. 5, p. 449-482, 1982.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 11, n. 6, p. 395-403, 2001.

NARDONE, A.; GRASSO, M.; TARANTOLA, J.; CORNA, S.; SCHIEPPATI, M. Postural coordination in elderly subjects standing on a periodically moving platform. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 81, n. 9, p. 1217-1223, 2000.

NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A. L.; LUSCHEI, E. S. (Ed.). **Motor coordination (Handbook of behavioral neurology)**. New York: Plenum, 1981, p. 527-565.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, Cambridge, v. 8, p. 135-172, 1985.

NICHOLS, D. S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 77, n. 5, p. 553-558, 1997.

OKADA, S.; HIRAKAWA, K.; TAKADA, Y.; KINOSHITA, H. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 85, n. 1-2, p. 10-18, 2001.

PANZER, V. P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 76, p. 151-157, 1995.

PEDOTTI, A.; CRENNNA, P.; DEAT, A.; FRIGO, C.; MASSION, J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 74, p. 3-10, 1989.

PELZ, J.; HAYHOE, M.; LOEBER, R. The coordination of eye, head, and hand movements in a natural task. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 139, n. 3, p. 266-277, 2001.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, 2002.

PLAMONDON, R.; ALIM, A. M. Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. **Behavioral and Brain Sciences**, Cambridge, v. 20, n. 2, p. 279-303, 1997.

PRIOLI, A. C.; FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, Basel, v. 51, p. 145-148, 2005.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P. Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. **Brain: a journal of neurology**, Oxford, v. 126, p. 2510-2527, 2003.

RUNGE, C. F.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.; ZAJAC, F. E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. Principles of simple movement. In: (Ed.). **Motor control and Learning**. Champaign: Human Kinetics, 1999, p. 171-203.

SCHMIDT, R. A.; ZELAZNIK, H.; HAWKINS, B.; FRANK, J. S.; QUINN JUNIOR, J. T. Motor-output variability: A theory for the accuracy of rapid motor acts. **Psychological Review**, Washington, v. 86, n. 5, p. 415-451, 1979.

SCHOLZ, J. P.; REISMAN, D.; SCHONER, G. Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 141, n. 4, p. 485-500, 2001.

SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 126, n. 3, p. 289-306, 1999.

SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G.; LATASH, M. L. Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 135, n. 3, p. 382-404, 2000.

SPEERS, R. A.; KUO, A. D.; HORAK, F. B. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 16, n. 1, p. 20-30, 2002.

ST-ONGE, N.; FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 148, p. 139-149, 2003.

TEASDALE, N.; STELMACH, G. E.; BREUNIG, A.; MEEUWSEN, H. J. Age differences in visual sensory integration. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 85, n. 3, p. 691-696, 1991.

TSENG, Y. W.; SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G.; HOTCHKISS, L. Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 149, n. 3, p. 276-288, 2003.

USTINOVA, K. I.; IOFFE, M. E.; CHERNIKOVA, L. A. Age-related features of the voluntary control of the upright posture. **Fiziologiya Cheloveka**, Moscou ,v. 29, n. 6, p. 74-78, 2003.

VERNAZZA, S.; MARTIN, N.; MASSION, J. Kinematic synergies and equilibrium control during trunk movement under loaded and unloaded conditions. **Experimental Brain Research**, Berlim, v. 128, p. 517-526, 1999.

VOORRIPS, L. E.; RAVELLI, A. C.; DONGELMANS, P. C.; DEURENBERG, P.; VAN STAVEREN, W. A. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 23, n. 8, p. 974-979, 1991.

WALKER, C.; BROUWER, B. J.; CULHAM, E. G. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 80, n. 9, p. 886-895, 2000.

WELFORD, A. T.; NORRIS, A. H.; SHOCK, N. W. Speed and accuracy of movement and their changes with age. **Acta Psychologica**, Amsterdam, v. 30, p. 3-15, 1969.

WIECZOREK, S. A. Equilíbrio em adultos e idosos: relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé. Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003. 83 p.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2a ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.

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

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WOLFSON, L.; WHIPPLE, R.; DERBY, C. A.; AMERMAN, P.; MURPHY, T.; TOBIN, J. N.; NASHNER, L. A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. **Neurology**, Minneapolis, v. 42, n. 11, p. 2069-2075, 1992.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journal of Gerontology**, Washington, v. 48, n. 2, p. M64-70, 1993.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; NASHNER, L. M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **International Journal of Aging and Human Development**, New York, v. 23, n. 2, p. 97-114, 1986.

WU, G. Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. **IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering**, New York, v. 5, n. 4, p. 399-402, 1997.

YAN, J. H.; THOMAS, J. R.; STELMACH, G. E. Aging and rapid aiming arm movement control. **Experimental Aging Research**, Bristol, v. 24, n. 2, p. 155-168, 1998.

YORK, J. L.; BIEDERMAN, I. Effects of age and sex on reciprocal tapping performance. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 71, n. 2, p. 675-684, 1990.

ANEXO I - INFORMAÇÕES PESSOAIS

1. DADOS CADASTRAIS

Nome: _____ Data de nascimento: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____

Telefone: (____) _____ Telefone para recado: (____) _____

Moro com _____ pessoas

Nome do médico: _____ Telefone: (____) _____

2. ANAMNESE CLÍNICA

Problemas de Saúde	Sim	Não	Observações
Pressão arterial alta			
Pressão arterial baixa			
Problema cardíaco			
Marca-passo			
Colesterol alto			
Triglicérides alto			
Tireóide			
Diabetes			
Osteoporose			
Artrite			
Artrose			
Tendinite			
Problema muscular			
Desvio na cervical			
Torácica			
Lombar			
Deficiência auditiva			
Aparelho auditivo			
Deficiência visual			
Óculos ou lentes			
Doença Neurológica			
Crises convulsivas			
Deficiência física			
Ortese			
Prótese			
Labirintite			
Outros			

ANEXO I - INFORMAÇÕES PESSOAIS (cont.)

Sintomas	Sim	Não	Freqüência	Observações
Dores de cabeça				
Tonturas				
Vertigens				
Nistagmo				
Dor muscular				
Fraqueza muscular				
Fraqueza generalizada				
Dor na coluna cervical				
Torácica				
Lombar				
Outros				

3. **MEDICAMENTOS**

Usa medicamentos regularmente: () Sim () Não

Tipos	Sim	Não	Posologia	Observações
Antidepressivo				
Diurético				
Hormônio				
Calmante				
Analgésico				
Anti-inflamatório				
Outros				

Hábitos Comuns

Hábito	Sim	Não	Tipo	Quanto
Tabagismo				
Bebida alcoólica				
Calçado mais utilizado				
Outros				

ANEXO I - INFORMAÇÕES PESSOAIS (cont.)

4. HISTÓRIA DE QUEDAS

Característica	Sim	Não	Frequência	Como
Dificuldade para realizar movimentos rápidos				
Dificuldade de equilibrar-se				
Perde equilíbrio facilmente				
Tropeça facilmente				
Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente				
Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)				
Sofre quedas				
Sente tontura durante a queda				
Quando ocorreu a queda mais recente				
Sofreu fraturas				
Outras lesões				
Fez cirurgia				
Outros				

 Data

 Assinatura

ANEXO II - Questionário Baecke de atividade física habitual (BAECKE, BUREMA & FRIJTERS, 1982)

1. Qual é a sua principal ocupação? _____
 2. No trabalho você senta
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 3. No trabalho você fica em pé
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 4. No trabalho você anda
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 5. No trabalho você carrega cargas pesadas
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 6. Após o trabalho você fica cansado(a)
 muito freqüentemente freqüentemente às vezes raramente nunca
 7. No trabalho você transpira
 muito freqüentemente freqüentemente às vezes raramente nunca
 8. Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que seu trabalho é fisicamente
 bem mais pesado mais pesado tão pesado mais leve bem mais leve
 9. Você pratica esporte? sim não
- Se sim:
- que esporte você pratica mais freqüentemente? _____
- quantas horas por semana? _____
- quantos meses por ano? _____
- Se você pratica um segundo esporte:
- que esporte você pratica mais freqüentemente? _____
- quantas horas por semana? _____
- quantos meses por ano? _____
10. Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que, durante as horas de lazer, a sua atividade física é:
 muito maior maior a mesma menor muito menor
 11. Durante as horas de lazer você transpira
 muito freqüentemente freqüentemente às vezes raramente nunca
 12. Durante as horas de lazer você pratica esporte
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 13. Durante as horas de lazer você assiste televisão
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 14. Durante as horas de lazer você anda
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 15. Durante as horas de lazer você pedala
 nunca raramente às vezes freqüentemente sempre
 16. Quantos minutos você anda e/ou pedala por dia para ir trabalhar, para ir para a escola, e para fazer compras? _____ minutos

ANEXO III - Questionário de atividade física Baecke modificado (VOORRIPS et al., 1991)

ATIVIDADES DE CASA

1. Você realiza algum trabalho leve em sua casa? (lavar louça, reparar roupas, tirar pó, etc.)

- (0) nunca (menos de 1 vez por mês)
- (1) às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
- (2) quase sempre (às vezes com ajudante)
- (3) sempre (sozinho ou com ajuda)

2. Você realiza algum trabalho pesado em sua casa? (lavar pisos e janelas, carregar lixos, etc.)

- (0) nunca (menos de 1 vez por mês)
- (1) às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
- (2) quase sempre (às vezes com ajudante)
- (3) sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas você mantém a casa incluindo você mesmo? (preencher 0 se 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 0 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 a 2 x na semana)
- (2) quase sempre (3 a 5 x na semana)
- (3) sempre (mais 5 x na 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

ANEXO III - Questionário de atividade física Baecke modificado (VOORRIPS et al., 1991) (cont.)

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 freqüência você faz compras?

- (0) nunca ou menos de 1 vez por semana
- (1) 1 vez por semana
- (2) 2-4 vezes por semana
- (3) todos os dias

10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?

- (0) eu nunca vou as compras
- (1) carro
- (2) transporte público
- (3) bicicleta
- (4) caminhando

ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte? (bocha, ginástica, natação, hidroginástica, caminhada, etc.)

Esporte 1: _____

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

Esporte 2: _____

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer? (tricô, bordados, leitura, assistir TV, passear com o cão, bingo, danças de salão, etc).

Atividade 1: _____

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

Atividade 2: _____

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

ANEXO IV – Termo de consentimento pós-informação para participação de pesquisa

Eu, _____, declaro que tenho _____ anos de idade e concordo em participar das pesquisas conduzidas pela Profa. Ms. Sandra Maria Sbeghen Ferreira e Prof. Dr. Marcos Duarte na Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

Objetivo do Estudo:

O objetivo deste estudo é verificar as estratégias de manutenção do equilíbrio postural durante tarefas com “*feedback*” visual, isto é, como eu executo as tarefas de manutenção do equilíbrio quando eu tenho informações visuais do deslocamento do meu corpo.

Explicação do procedimento:

Durante o experimento irei realizar movimentos com o meu corpo para frente e para trás. A minha tarefa será mover em direção a um alvo mostrado na tela do computador. Pequenas marcas na minha pele serão fixadas com fita adesiva, para registrar os deslocamentos dos meus segmentos e a atividade dos meus músculos. Estas marcas não serão conectadas a nenhum cabo elétrico.

Duração do experimento:

Cada experimento terá a duração de aproximadamente três horas e será realizado em apenas um dia.

Benefícios:

Irei ajudar no entendimento do equilíbrio em idosos e estou ciente de que este estudo poderá trazer benefícios para diversas populações que enfrentam problemas de desequilíbrio, entretanto, não terei nenhum benefício direto.

Desconforto e risco:

Fui informado de que o experimento será não-invasivo e que envolve risco mínimo, isto é, nenhum risco a minha saúde física e mental além daqueles encontrados nas atividades normais da vida diária.

Liberdade de participação:

A minha participação neste estudo é voluntária, tenho direito de interrompê-la a qualquer momento e minha identidade não será revelada. Eu tenho direito de fazer qualquer pergunta nos intervalos do experimento.

Os pesquisadores me explicaram todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as questões sobre o experimento. Eu aceitei participar neste estudo de livre e espontânea vontade.

Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Nome por extenso

Assinatura do voluntário

RG

Telefone para contato

Data

Assinatura do investigador

Para questões associadas com este estudo, por favor, entrar em contato com Profa. Ms. Sandra Maria Sbeghen Ferreira e/ou Prof. Dr. Marcos Duarte (coordenador do Laboratório de Biofísica). Rua Prof. Mello Moraes, 65 – Cidade Universitária CEP: 05508-030 Fone/Fax: (11) 3812-6123

ANEXO V - Produção científica durante o período do curso de doutorado
(Fevereiro/2001-Junho/2005)

- FREITAS S. M. S. F.; Duarte M., Latash, M. L. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. submetido à publicação.
- FREITAS S. M. S. F.; Duarte M. Métodos de análise do controle postural. In press.
- FREITAS S. M. S. F.; Wieczorek S. A.; Marchetti P. H.; Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. Gait & Posture, Amsterdam, In Press.
- Duarte, M.; FREITAS, S. M. S. F. Speed-accuracy trade-off in voluntary postural movements. Motor Control, Champaign, v. 9, p. 180-196, 2005.
- FREITAS, S. M. F.; Prado, J. M.; Duarte, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. Clinical Biomechanics, Oxford, v. 20, p. 336-339, 2005.
- FREITAS, S. M. S. F.; Latash, M.L.; Duarte, M. Structure of joint variability in fast and accurate whole-body voluntary movements. In: II Congresso Brasileiro de Comportamento Motor e IV Seminário de Comportamento Motor, 2004, Belo Horizonte-MG. Cd II Congresso Brasileiro de Comportamento Motor e IV Seminário de Comportamento Motor.
- FREITAS, S. M. S. F.; Barela, A.M.F.; Duarte, M. Age-related changes in human posture control during prolonged standing. Journal of Sport & Exercise Psychology, v. 26, p. S74, 2004.
- Latash, M. L.; FERREIRA, S. S.; Wieczorek, S. A.; Duarte, M. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. Experimental Brain Research, Berlim, v.150, p. 314-324, 2003.
- Duarte, M.; FERREIRA, S. M. S.; Wieczorek, S. A. Speed and accuracy trade-off during whole body movements in upright standing. In: PROGRESS IN MOTOR CONTROL-IV: MOTOR CONTROL AND LEARNING OVER THE LIFESPAN, 2003, Caen, France. Progress in Motor Control-IV: Motor Control and Learning over the Lifespan.
- Duarte, M.; FERREIRA, S. M. S.; Wieczorek, S. A. The use of a safety harness does not affect posture sway in quiet standing. In: PROGRESS IN MOTOR CONTROL-IV: MOTOR CONTROL AND LEARNING OVER THE LIFESPAN, 2003, Caen, França. Progress in Motor Control-IV: Motor Control and Learning over the Lifespan.
- FERREIRA, S. M. S.; Wieczorek, S. A.; Marchetti, P. H.; Duarte, M.(2003). Alterações Posturais durante a postura natural em idosos. In: X CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2003, Ouro Preto-MG. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, v.1, p. 45-49, 2003.
- Duarte, M.; FERREIRA, S. M. S.; Wieczorek, S. A. How speed and accuracy trade-off during whole body movements in upright standing?. In: Simpósio Internacional Mind-Body Problem: old question, new answers, 2002, Ribeirão Preto. Proceedings do Simpósio Internacional Mind-Body Problem: old question, new answers.