

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA POSTURA HUMANA:  
ESTUDOS SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO**

**LUIS MOCHIZUKI**

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. ALBERTO CARLOS AMADIO**

Mochizuki, Luis

Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio / Luis Mochizuki. – São Paulo : [s.n.], 2001.  
xxxiii, 200p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.  
Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Biomecânica 2. Postura I. Título.

## AGRADECIMENTOS

Ao amigo e orientador, Prof. Amadio. Batizado como Alberto Carlos Amadio em Tatuí, SP, intitulado Professor Doutor com todos os méritos, mostrou-me com simplicidade, segurança e conhecimento a vida acadêmica que desde pequeno sonho em ter. Obrigado Amadio. Simplicidade, segurança e conhecimento também encontrei no Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila. Obrigado Aluisio. Ao Prof. Dr. José Geraldo Massucato; enquanto Diretor da EEFEUSP, mostrou-me os caminhos da vida acadêmica na USP. Ao Prof. Dr. Marcos Duarte. Discutimos idéias e planos. Compôs com o Prof. Aluisio a Comissão de Exame de Qualificação. Ao Prof. Dr. Marcus Vinícius C. Baldo, que compôs com Marcos e Aluisio a Comissão do Exame de Passagem Direta. Ao coordenador do Motor Control Lab, Pennsylvania State University, Prof. Dr. Mark L. Latash, meu sincero благодарность. Aos amigos da PSU: Harmen, Takako e Frederic. Ao Prof. Dr. Vladimir M. Zatsiorsky, spasiba, Dr. Z.. Ao Ulysses F. Ervilha, pelas conversas, o auxílio nas coletas e amizade. Ao Rubens C. Araújo, pela inspiração didática e companherismo. À Márcia Regina de Sá, que auxiliou nos pilotos e experimentos. Ao amigo Prof. Luis Durval da Silva, por todos os conselhos e apoio. Ao Laboratório de Biomecânica EEFEUSP: Julio, Mauricio, Edson, Silvana, Ludgero, Isabel, Roberto, Bruno, Eduardo, Kátia, Bruno, Andreja, Thais, Yomara, Jorge e Paula. Ao Laboratório de Biomecânica, CEFID-Udesc: Mario, Maria Helena, Noé, Deyse, Pio, Miguel, Maura, Juliana, Adriane, Günter, Daniel, Lutiane, Gesilaine, Ivan, Bianca, Peter, Renato, Peroni, Viviane, César, e Rômulo. À Fapesp, pela Bolsa de Mestrado e Doutorado (97/09147-0). Ao CNPq, por um mês de Bolsa de Mestrado. Ao Prof. Leandro Romualdo, pelo auxílio e incentivo, permitindo que seus alunos e alunas participassem de meus estudos e a todas as crianças do programa de ginástica olímpica do CEPEUSP por participarem nesta Tese. Aos alunos e alunas da Profa. Ms. Maria Helena Kraeski e do Prof. Ms. Mario César Andrade. À Maria de Lourdes

Silva e Célia Yamaoka, da Secretaria de Pós-Graduação, pelo acompanhamento e ajuda no caminho da pós-graduação. À Maria Lúcia Vieira Franco, bibliotecária da EEFÉUSP. Por tudo que sou e realizo, aos meus queridos pais, Kazuo e Kasue, e minha irmã, Cristina. Eles são a fonte inesgotável que sempre volto para beber. À memória de meus avós, Hikojiro e Yoshiko, Katsuo e Massako, pela herança oriental que tenho tanto orgulho. Aos Guptas, meus eternos amigos: Murilo, pelas conversas sobre sistemas dinâmicos. Manoel, pela amizade desde a primeira semana no IFUSP. Renato, pela inspiração em ser cientista. Sérgio, pelas conversas sobre o mundo. José Gustavo, pela amizade e pela loucura de me chamar de padrinho. Mané, Mumu, Renato, Serginho e Tavinho, obrigado por tudo! A uma pessoa muito importante em tudo que faço, penso, amo e participo: Juliana Maroto personifica o que existe de melhor na minha vida. À vida e a todos que por ela zelam; principalmente, Deus.

*Crer haver tudo descoberto é um erro,  
é tomar o horizonte como limite do universo.*

Lemierre – Utilité des Decouvertes

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS .....	vii
LISTA DE TABELAS .....	xvii
LISTA DE QUADROS.....	xxvi
LISTA DE ANEXOS.....	xxvii
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS .....	xxviii
RESUMO .....	xxx
ABSTRACT.....	xxxii
1 INTRODUÇÃO .....	1
1.1 Objetivos do estudo.....	4
1.2 Justificativas para o estudo .....	4
2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 As informações sensoriais para o controle postural.....	5
2.1.1 Informações sensoriais do Sistema visual.....	7
2.1.2 Informações sensoriais do Sistema vestibular .....	9
2.1.3 Informações sensoriais do sistema somatossensorial .....	11
2.2 As funções do contro le postural .....	13
2.2.1 Função do controle postural: suporte e equilíbrio.....	14
2.2.2 Função do controle postural: estabilização .....	15
2.2.2.1 Estabilização através do ajuste postural antecipatório.....	16
2.2.2.2 Estabilização através do ajuste postural compensatório.....	20
2.3 A relação entre o centro de massa e centro de pressão .....	23
2.4 Adaptação dos ajustes posturais.....	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS .....	34
3.1 Sistema de medição - Dinamometria.....	37
3.2 Sistema de medição - Eletromiografia.....	40
3.3 As grandezas selecionadas para o estudo.....	41

	Página
3.4	Processamento e Tratamento estatístico dos resultados ..... 43
3.5	Limitações e delimitações do estudo..... 45
4	<b>EXPERIMENTO 01: POSTUROGRAFIA ESTÁTICA – CONTROLE DA POSTURA ERETA..... 46</b>
4.1	Protocolo experimental e de análise de resultados ..... 47
4.2	Resultados..... 50
4.2.1	Estudo 01.1: Postura unipodal..... 50
4.2.2	Estudo 01.2: Postura bipodal ..... 52
4.3	Discussão dos resultados..... 56
4.3.1	A relação dos componentes do COP ..... 56
4.3.2	A influência da informação sensorial na postura unipodal ..... 57
4.3.3	As estratégias posturais associadas a cada apoio ..... 59
4.4	Conclusões sobre o Experimento 01 ..... 61
5	<b>EXPERIMENTO 02: POSTUROGRAFIA DINÂMICA – AJUSTE POSTURAL..... 62</b>
5.1	Protocolo experimental e de análise dos resultados ..... 63
5.2	Resultados..... 69
5.2.1	Estudo 02.1: Ajuste postural para o movimento frontal da coxa ... 69
5.2.1.1	Efeito da repetição da tarefa..... 72
5.2.2	Estudo 02.2: ajuste postural para o movimento lateral da coxa .... 73
5.2.3	Estudo 02.3: O efeito do movimento focal no ajuste postural..... 78
5.2.4	O efeito da repetição no ajuste postural ..... 80
5.3	Discussão dos resultados..... 82
5.3.1	A descrição do ajuste postural ..... 82
5.3.2	A relação ajuste postural e repetição da tarefa..... 86
5.4	Conclusões sobre o Experimento 02 ..... 86
6	<b>EXPERIMENTO 03: POSTUROGRAFIA DINÂMICA – EFEITO DO TREINAMENTO EM GINÁSTICA OLÍMPICA NO CONTROLE POSTURAL..... 88</b>

	Página
6.1	Protocolo experimental e de análise dos resultados ..... 89
6.2	Resultados..... 94
6.2.1	Caracterização dos ajustes posturais ..... 94
6.2.1.1	Descrição dos ajustes posturais ..... 94
6.2.1.2	Estudo 03.1: efeito da aprendizagem da tarefa..... 117
6.2.1.3	Estudo 03.2: efeito da restrição sensorial..... 121
6.2.1.4	Estudo 03.3: efeito da realização de uma série de movimento focais ..... 126
6.2.2	Organização do controle postural ..... 130
6.2.2.1	Influência das características individuais..... 130
6.2.2.2	Sobre o manejo dos graus de liberdade ..... 134
6.2.2.2.1	Componentes principais: estudo 03.1 ..... 135
6.2.2.2.2	Componentes principais: estudo 03.2 ..... 140
6.2.2.2.3	Componentes principais: estudo 03.3 ..... 144
6.2.2.2.4	Efeito da repetição da tarefa 03.1 na variabilidade dos componentes principais ..... 148
6.2.2.2.5	O número de dimensões do conjunto dos resultados..... 153
6.3	Discussão dos resultados..... 154
6.3.1	Caracterização do ajuste postural ..... 154
6.3.2	Adaptação do ajuste postural..... 161
6.3.3	Organização do controle postural ..... 169
6.4	Conclusões sobre o Experimento 03 ..... 177
7	CONCLUSÕES FINAIS..... 180
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... 182
	ANEXO ..... 201

## LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Fatores relacionados aos ajustes posturais antecipatórios (APA) – (ARUIN, 1998) .....	19
FIGURA 2 - Representação da relação entre COP e COM na postura ereta. As distâncias do COP e COM, o vetor peso (mg), o vetor força de reação do solo vertical (VFRS) e a força horizontal na direção AP (APFRS) aplicada no solo pelo sujeito e os vetores representativos para a velocidade (v) e aceleração (a) angulares em seis instantes diferentes.....	26
FIGURA 3 - Diagrama da montagem experimental que identifica o tipo de experimento, os métodos biomecânicos e as variáveis utilizadas para a obtenção de informações sobre os ajustes posturais.....	36
FIGURA 4 - A) Ilustração de uma plataforma de força AMTI modelo OR6-7, B) ilustração de uma plataforma de força Kistler modelo 9245; e C) ilustração de uma plataforma de força Kistler modelo 9287. D) Ilustração de uma plataforma de força e seus componentes de medição. No lado esquerdo está um sensor de força, com eixos de orientação (parte superior) e como estão posicionados os elementos piezoelétricos medidores de força. No lado direito, podemos observar uma plataforma de força com 4 sensores de força (em cinza) distribuídos em cada um dos cantos do instrumento. VFRS é o componente vertical da FRS com seu respectivo momento de força $M_z$ , MLFRS é o componente horizontal da FRS na direção médio lateral e seu momento de força $M_x$ e APFRS é o componente horizontal da FRS na direção ântero-posterior com e seu momento de força $M_y$ . E) Diagrama do sistema de aquisição de dinamometria, com plataformas de força, amplificador de sinais e estação de trabalho para coleta, controle e armazenamento de dados.....	38
FIGURA 5 - Gráficos ilustrativos de 3 etapas de processamento do sinal EMG. (A) mostra o sinal original, (B) o mesmo sinal retificado e (C) a utilização de um filtro passa-baixa, que provoca um alisamento da curva (adaptado de ARAÚJO, 1998).....	41
FIGURA 6 - Eletromiógrafo de oito canais Bagnoli system-8 (Delsys.Inc)...	41



	Página
FIGURA 7 - Sistema de coordenadas adotado, em relação aos planos anatômicos, em relação à posição do centro de massa (COM) na postura ereta.....	42
FIGURA 8 - Posturas unipodais analisadas: A) unipodal simples e B) unipodal complexa. ....	48
FIGURA 9 - Posicionamento dos pés para posturas Pés em 45° (coluna esquerda) e Tandem (coluna direita). ....	49
FIGURA 10 - Comparação entre as posturas unipodais simples e complexa a partir dos componentes do COP (APCOP, ântero-posterior, e MLCOP, médio-lateral) com os olhos abertos (a) e fechados (f).....	51
FIGURA 11 - Comparação dos coeficientes de Romberg para as posturas unipodais simples e complexa na direção médio-lateral. * indica $p < 0,05$ . ....	52
FIGURA 12 - Valores médios e respectivo desvio-padrão para as amplitudes médias do COP na direção antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) nas posturas: ortostática, tandem com o pé direito à frente (TandemD), tandem com o pé esquerdo à frente (TandemE), pé à 45 com o pé direito à frente (PeQD) e pé à 45 com o pé esquerdo à frente (PeQE).....	53
FIGURA 13 - Comparação entre os componentes direcionais do COP (ântero-posterior – APCOP e médio-lateral – MLCOP) para o apoio direito e esquerdo da postura ortostática.....	54
FIGURA 14 - Valores médios da amplitude do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) para os apoios direito e esquerdo nas posturas tandem e pés em 45. Os desenhos laterais indicam o posicionamento dos pés em cada postura.....	55
FIGURA 15 - Descrição da montagem experimental. As plataformas de força estão conectadas aos amplificadores do sistema Peak Performance. O monitor serve para indicar ao indivíduo o instante de início de movimento, e para fixar o olhar do mesmo, durante toda a tarefa. O sistema de referência adotado mostra o componente ântero-posterior da força de reação do solo (APFRS) e o componente médio-lateral da mesma força (MLFRS).....	65

- FIGURA 16 - Descrição dos movimentos focais. Estudo 02.1: Ilustração da Posição de Preparação (A1) e posição final do Movimento Focal 02.1 (B1). Enquanto a maior parte do corpo deve estar parada, a elevação membro inferior direito é feita através da combinação de movimento de flexão do quadril e flexão do joelho direito. Estudo 02.2: Ilustração da Posição de Preparação (A2) e posição final do Movimento Focal 02.2 (B2). A elevação lateral do membro inferior é realizada através da abdução da coxa, mantendo joelho e tornozelo na mesma posição inicial. A posição final é manter a membro inferior em um ângulo aproximado de  $45^\circ$ , em relação à coxa do pé de apoio. Estudo 3: Ilustração da Posição de Preparação (A3), posição intermediária (B3) e posição final do Movimento Focal 02.3 (C3). O movimento inicial é igual ao movimento do Estudo 02.1. Este movimento prepara para o salto vertical com a aterrissagem no mesmo apoio usado no salto..... 67
- FIGURA 17 - Ilustração da forma de seleção do início do movimento. VFRSe é o componente vertical da força de reação do solo sob o apoio esquerdo e VFRSg é a soma da força vertical aplicada nos dois apoios. A seta indica o início do movimento focal ..... 68
- FIGURA 18 - Curvas com os valores médios do componente vertical da força de reação do solo, durante o ajuste postural antecipatório para os apoios direito e esquerdo e para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2. Valores da força normalizados pelo peso corporal (PC). ..... 70
- FIGURA 19 - Curvas com os valores médios do centro de pressão na direção médio-lateral (ML) e antero-posterior (AP), durante o ajuste postural antecipatório para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2. .... 70
- FIGURA 20 - Descrição dos valores médios do componente vertical da força de reação do solo do apoio esquerdo, nos grupos GaNG2 e GaGS2 para o ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC). PC indica peso corporal. .... 74

- FIGURA 21 - Descrição do ajuste postural antecipatório para o apoio direito. Deslocamentos médios do centro de pressão da direção médio-lateral (MLCOP) e ântero-posterior (APCOP) e o componente vertical da força de reação do solo para os grupos GaNG2 e GaGS2. A linha vertical indica o início do movimento focal. .... 74
- FIGURA 22 - Descrição do ajuste postural compensatório para o apoio direito. Deslocamentos médios do centro de pressão da direção médio-lateral (MLCOP) e ântero-posterior (APCOP) e o componente vertical da força de reação do solo para os grupos GaNG2 e GaGS2. O instante  $t=0,0$  s indica o início do movimento focal. .... 75
- FIGURA 23 - Ilustração do mecanismo do ajuste postural antecipatório do centro de pressão (COP, círculo vazado) na direção médio-lateral. O sentido do movimento do centro de massa (COM, círculo cheio) indica para onde migra o COM quando o apoio esquerdo é levantado. VFRS indica o componente vertical da força de reação do solo. .... 83
- FIGURA 24 - Descrição do movimento focal da tarefa 03.1: A posição inicial A1 é a postura ereta parada. Após um sinal sonoro, o indivíduo realiza o movimento focal (elevação frontal da coxa) até finalizá-lo na posição final B1. Descrição do movimento focal da tarefa 03.3: A posição inicial A3 é a postura ereta parada. Após o sinal sonoro, o indivíduo realiza o primeiro movimento focal B3 e, em seguida, realiza o segundo movimento focal (C3 - salto vertical com apenas um apoio) para concluir este salto com a aterrissagem em um apoio (D). . 90
- FIGURA 25 - Exemplo de dendrograma. No último nível há formação de grupos com mais de um fator. .... 92
- FIGURA 26 - Exemplo de dendrograma descartado para análise. No último nível existe a formação de grupo com somente um fator. .... 92

- FIGURA 27 - Trajetória do centro de pressão, durante a execução dos ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.1. Na linha superior está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção médio-lateral (ML). A coluna da esquerda apresenta o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal. .... 96
- FIGURA 28 - Sinal eletromiográfico, durante os ajustes posturais na execução da tarefa 03.1. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastronêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão os EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal. .... 97
- FIGURA 29 - Trajetória do centro de pressão, durante a execução dos ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.2. Na linha superior, está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção médio-lateral (ML). A coluna da esquerda representa o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal. .... 98

- FIGURA 30 - Sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais na execução da tarefa 03.2. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastrocnêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão os EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocnêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal..... 100
- FIGURA 31 - Trajetória do centro de pressão, durante os ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.3. Na linha superior está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção médio-lateral (ML). A coluna da esquerda representa o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal. .... 102
- FIGURA 32 - Sinal eletromiográfico, durante os ajustes posturais na tarefa 03.1. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastrocnêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão os EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocnêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal..... 103

	Página
FIGURA 33 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.1, Valor RMS do EMG, durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de massa corporal escalonada na amostra analisada.....	131
FIGURA 34 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.2, Valor RMS do COP, durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de estatura escalonada na amostra analisada. ....	132
FIGURA 35 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.3, Valor RMS COP, durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de estatura escalonada na amostra analisada. ....	132
FIGURA 36 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.....	137
FIGURA 37 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório.....	138
FIGURA 38 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APC é o ajuste postural compensatório. ....	138

	Página
FIGURA 39 - Comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do momento de força médio observado no GcNG3. ....	139
FIGURA 40 - Comparação entre grupos experimentais quanto ao percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do EMG obtido, durante o ajuste postural antecipatório. ....	139
FIGURA 41 - Comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do momento de força médio observado no GcNG3. ....	140
FIGURA 42 - Comparação entre o GcNG3 e GcGA3 quanto ao percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do EMG médio observado no ajuste postural antecipatório. ....	140
FIGURA 43 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.....	142
FIGURA 44 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.....	143
FIGURA 45 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório. ....	143

	Página
FIGURA 46 - Gráfico mostrando a comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do EMG médio observado no GcGA3. ....	144
FIGURA 47 - Gráfico mostrando a comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do EMG médio observado no GcGA3. ....	144
FIGURA 48 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.....	146
FIGURA 49 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório. ....	147
FIGURA 50 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada pelos componentes principais, em relação a variância total do EMG nos grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é primeiro componente principal, CP2 é segundo componente principal, APA é ajuste postural antecipatório, CP3 é terceiro componente principal, CP4 é quarto componente principal, APC é ajuste postural compensatório. ....	147
FIGURA 51 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do momento de força, durante APA no GcGA3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1. ....	150



	Página
FIGURA 52 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro componente principal do EMG, durante APA no GcGI3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1. ....	150
FIGURA 53 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro (CP1) e segundo (CP2) componente principal do COP, durante APC no GcGI3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.....	151
FIGURA 54 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro componente principal do EMG, durante APA no GcNG3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1. ....	151
FIGURA 55 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do EMG, durante APC no GcNG3 e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1. ....	152
FIGURA 56 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do momento de força, durante APC no GcNG3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1. ....	152

## LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Descrição da amostra experimental do Estudo 1.01 - GcGA1 e Estudo 1.02 - GaNG1.....	48
TABELA 2 - Tipos de posição e apoio dos pés para as diferentes posturas bipodais analisadas.....	49
TABELA 3 - Média e desvio padrão da amplitude máxima da oscilação COP nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) das posturas de apoio unipodal simples (US) e complexa (UC) com olhos abertos (a) e olhos fechados (f). .....	51
TABELA 4 - Coeficientes de Romberg calculados para o Estudo 01.1.....	52
TABELA 5 - Valores médios da amplitude máxima do centro de pressão global (COPG) para diferentes posturas, tipos de apoio posterior e direção do COPG para a direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) nas posturas ortostática, tandem e pés em 45o (PeQ). .....	53
TABELA 6 - Valores médios da amplitude máxima do COP para a postura ortostática separados por apoios (esquerdo ou direito) para as direções AP (ântero-posterior) e ML (médio-lateral). .....	54
TABELA 7 - Valores médios de amplitude máxima do centro de pressão (COP) para as posturas Tandem e de pés em 45°, separados por tipo de apoio (esquerdo ou direito) e posição do apoio (anterior ou posterior) para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). .....	56
TABELA 8 - Caracterização do grupos grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2 para o Experimento 02. Valores apresentados através da média e desvio padrão.....	65
TABELA 9 - Valores médios da variabilidade (RMS) e do desvio do componente vertical da força de reação do solo para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n=45) e GaGS2 (n=20), durante o ajuste postural antecipatório. Valores da força normalizados pelo peso corporal (PC).....	71

	Página
TABELA 10 - Valores médios da variabilidade não normalizada e normalizada pela velocidade inicial do movimento focal do COP nas direções médio-lateral e ântero-posterior para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n= 45) e GaGS2 (n=20). .....	71
TABELA 11 - Valores médios do desvio não normalizado e normalizado pela velocidade inicial do movimento focal do COP nas direções médio-lateral e ântero-posterior para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n= 45) e GaGS2 (n=20).....	72
TABELA 12 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS, desvio do centro de pressão e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2. ....	72
TABELA 13 - Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores RMS e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2. Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores de desvio do centro de pressão e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2.....	73
TABELA 14 - Valores médios de RMS para as curvas de valores médios do componente vertical da força de reação do solo e para as curvas de valores médios do centro de pressão (COP) para a direção médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) nos grupos GaNG2 e GaGS2. ....	77
TABELA 15 - Valores médios de coeficiente de variação para as curvas de valores médios do centro de pressão (COP), na direção médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), para o ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC), nos grupos GaNG2 e GaGS2. ....	78
TABELA 16 - Valores médios do RMS não normalizados e normalizados para componente vertical da força de reação do solo (VFRS), centro de pressão na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) para os grupos (GcGA2 n=10, GaNG2 n= 45 e GaGS2 n=20).....	78
TABELA 17 - Valores da mediana e médios do desvio e do desvio normalizado pela estatura do centro de pressão ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) da posição de início do ajuste postural antecipatório até o início do movimento focal dos grupos (GcGA2, GaNG2 e GaGS2).....	79

	Página
TABELA 18 - Valores médios da velocidade de saída do pé esquerdo para realização do movimento focal para os grupos (GcGA2 n=10, GaNG2 n= 45 e GaGS2 n=20). .....	80
TABELA 19 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS, desvio e tentativas do ajuste postural antecipatório para os grupos GaNG2 e GaGS2.....	80
TABELA 20 - Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores RMS e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaNG2. Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores desvio a posição inicial do centro de pressão (COP) e posição do COP no início do movimento, em relação à tentativa. ....	81
TABELA 21 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS e a velocidade de saída movimento focal. ....	82
TABELA 22 - Descrição da amostra experimental analisada para o Experimento 03 (média e desvio padrão). ....	90
TABELA 23 - Nível de fatores após normalização da escala.....	93
TABELA 24 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) e respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3), durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.....	104
TABELA 25 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), os momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3..	105
TABELA 26 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3. ....	107

TABELA 27 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz), o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3. ....	110
TABELA 28 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz), os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, na tarefa 03.1.....	110
TABELA 29 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.2.....	111
TABELA 30 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.3.....	111
TABELA 31 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias dos sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3. ....	112

- TABELA 32 - Comparação entre grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) através dos padrões das curvas de valores médios das variáveis analisadas (componente ântero-posterior do centro de pressão – APCOP, componente médio-lateral do centro de pressão – MLCOP, e componentes ântero-posterior – Mx, médio-lateral, My, e vertical, Mz, do momento de força), durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3 no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC)..... 113
- TABELA 33 - Comparação entre tarefas 03.1, 03.2 e 03.3. através dos padrões das curvas de valores médios das variáveis analisadas (componente ântero-posterior do centro de pressão – APCOP, componente médio-lateral do centro de pressão – MLCOP, e componentes ântero-posterior – Mx, médio-lateral, My, e vertical, Mz, do momento de força) produzidas pelos grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante o ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC). ..... 115
- TABELA 34 - Coeficiente de variação reduzido (%) para as curvas com os valores médios das variáveis centro de pressão na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), componentes ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) do momento de força, a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior direito (EMGtd) e esquerdo (EMGtae), gastrocnêmio lateral direito (EMGgld) e esquerdo (EMGgle) realizadas por GcNG3, GcGI3 e GcGA3 nos ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC), das tarefas 03.1, 03.2 e 03.3. .... 116
- TABELA 35 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1..... 119
- TABELA 36 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, Mx, médio-lateral (My) e vertical (Mz) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.1. .... 120

	Página
TABELA 37 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMG <sub>tad</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>tae</sub> ) e gastrocnêmio lateral direito (EMG <sub>gld</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>gle</sub> ) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.1. ....	121
TABELA 38 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.2. ....	124
TABELA 39 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, M <sub>x</sub> , médio-lateral (M <sub>y</sub> ) e vertical (M <sub>z</sub> ) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.2. ....	125
TABELA 40 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMG <sub>tad</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>tae</sub> ) e gastrocnêmio lateral direito (EMG <sub>gld</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>gle</sub> ) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.2. ....	126
TABELA 41 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.3. ....	129
TABELA 42 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, M <sub>x</sub> , médio-lateral (M <sub>y</sub> ) e vertical (M <sub>z</sub> ) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.3. ....	129

	Página
TABELA 43 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMG <sub>tad</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>tae</sub> ) e gastrocnêmio lateral direito (EMG <sub>gld</sub> ) e esquerdo (EMG <sub>gle</sub> ) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.3. ....	130
TABELA 44 - Resultados da análise de aglomerados. Agrupamentos identificados a partir dos dendrogramas dos principais componentes das variáveis de estudo (centro de pressão – COP, sinal eletromiográfico – EMG, e momento de força) para as tarefas 03.1, 03.2 e 03.2. No item fator, o sinal apostrofe ' indica que o fator é reescalonado.....	131
TABELA 45 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.....	136
TABELA 46 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.....	137
TABELA 47 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.....	137



- TABELA 48 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório..... 141
- TABELA 49 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório. .... 142
- TABELA 50 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório..... 142
- TABELA 51 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório..... 145
- TABELA 52 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório. .... 145

TABELA 53 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.....	146
TABELA 54 - Resultados da regressão linear para a relação coeficiente de variação (CV) do componente principal das variáveis analisadas por tentativa da tarefa 03.1 no ajuste postural antecipatório.....	148
TABELA 55 - Resultados da regressão linear para a relação coeficiente de variação (CV) do componente principal das variáveis analisadas por tentativa da tarefa 03.1 no ajuste postural compensatórios.....	149
TABELA 56 - Valores médios do número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade observada em cada ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) em cada uma dos grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3....	153
TABELA 57 - Amplitude da variação do número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade observada em cada ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) em cada uma dos grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3.....	153

## LISTA DE QUADROS

	Página
QUADRO 1 - Sumário mostrando a relação de experimentos desta Tese, os objetivos principais de cada Experimento, os equipamentos utilizados, as variáveis obtidas e os parâmetros calculados. ....	35

**LISTA DE ANEXOS**

	Página
ANEXO I - Termo de consentimento.....	201

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

COP – centro de pressão

COPg – centro de pressão global, mensurado a partir de duas plataformas de força

APCOP – componente ântero-posterior do centro de pressão

MLCOP – componente médio-lateral do centro de pressão

FRS – força de reação do solo

VFRS – componente vertical da força de reação do solo

APFRS – componente ântero-posterior da força de reação do solo

MLFRS – componente médio-lateral da força de reação do solo

M – momento de força ou torque aplicado sobre a plataforma de força

Mz – componente vertical do momento de força aplicado sobre a plataforma de força

Mx – componente ântero-posterior do momento de força aplicado sobre a plataforma de força

My – componente médio-lateral do momento de força aplicado sobre a plataforma de força

COM – centro de massa do corpo todo

EMG – sinal eletromiográfico

TAD – músculo tibial anterior direito

TAE – músculo tibial anterior esquerdo

GLD – músculo gastrocnêmio lateral direito

GLE – músculo gastrocnêmio lateral esquerdo

EMGtd – atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior direito

EMGtae – atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior esquerdo

EMGgld – atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio lateral direito

EMGgle – atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio lateral esquerdo

iEMG – sinal eletromiográfico integrado

rmsEMG – valor RMS do sinal eletromiográfico

devEMG – variação da amplitude do sinal eletromiográfico

iCOP – sinal do COP integrado

rmsCOP - valor RMS do COP

devCOP – variação de amplitude do COP

iM – momento de força integrado

rmsM – valor RMS do momento de força

devM – variação de amplitude do momento de força

GcGA1 – grupo de crianças não-ginastas do Experimento 01  
GaNG1 – grupo de adultos não-ginastas do Experimento 01  
GaNG2 – grupo de adultos não-ginastas do Experimento 02  
GaGS2 – grupo de adultos ginastas sênior do Experimento 02  
GcNG2 – grupo de crianças não-ginastas do Experimento 02  
GcNG3 – grupo de crianças não-ginasta do Experimento 03  
GcGA3 – grupo de crianças ginastas avançadas do Experimento 03  
GcGI3 – grupo de crianças ginastas intermediárias do Experimento 03  
BOS – base de suporte  
APA – ajuste postural antecipatório  
APC – ajuste postural compensatório  
ML – direção médio-lateral  
AP - direção ântero-posterior  
COPG – centro de pressão global, obtido a partir do COP de duas plataformas de força  
LG – linha de gravidade  
PeQ – postura com os pés à 45  
US – postura unipodal simples  
UC – postural unipodal complexa  
USa – postura unipodal simples com os olhos abertos  
USf – postura unipodal simples com os olhos fechados  
UCa – postura unipodal complexa com os olhos abertos  
UCf - postura unipodal complexa com os olhos fechados  
Dev – desvio da amplitude de uma variável  
CV – coeficiente de variação  
H – estatura corporal  
PC – peso corporal

## RESUMO

### ANÁLISE BIOMECÂNICA DA POSTURA HUMANA: ESTUDOS SOBRE O CONTROLE DE EQUILÍBRIO

Autor: LUIS MOCHIZUKI

Orientador: Prof. Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO

O tema central desta Tese é uma abordagem biomecânica do controle postural. Analisamos a postura ereta através da posturografia estática e dinâmica. Na posturografia estática, estudamos posturas eretas unipodais e bipodais, inferindo o comportamento do centro de pressão. Este estudo foi caracterizado pelo Experimento 01. Na posturografia dinâmica, estudamos o controle postural através dos ajustes posturais ocasionados pela rápida elevação da coxa, no plano frontal e sagital. Caracterizamos estes estudos com dois experimentos: 02 e 03. O experimento 02 foi caracterizado pela descrição e análise dos ajustes posturais através da mensuração do COP obtido separadamente de cada apoio. O experimento 03 também analisou e descreveu o ajuste postural, em uma amostra composta apenas por crianças com diferentes níveis de experiência na ginástica olímpica. Em relação ao problema conceitual do Experimento 01, expresso pela questão: quais são e como podem ser influenciadas as estratégias descritas pelo COP? As estratégias representadas pela oscilação do COP são diferenciadas por causa de posição do apoio. Na postura unipodal, o efeito da restrição de informação sensorial aumenta com o aumento da complexidade da postura. Por intermédio deste experimento, encontramos mais resultados sobre como se comporta o controle pos-

tural na postura bipodal e as possíveis estratégias associadas a cada apoio. Em relação ao problema conceitual do Experimento 02, expresso pela questão: como é e o que influencia a organização da estratégia postural? A estratégia postural é descrita pelo formato do APA, que varia por causa dos grupos. A repetição de cinco vezes indica correlação entre a tarefa e a repetição para alguns componentes dos grupos. A direção do movimento focal altera o APA. Por intermédio deste experimento, descrevemos os ajustes posturais associados ao movimento da coxa a partir da informação de cada apoio. Em relação ao problema conceitual do Experimento 03, expresso pela questão: como se organiza a estratégia postural em praticantes de ginástica olímpica? Observamos diferenças nos ajustes posturais por causa dos grupos. Pessoas com experiência em ginástica olímpica apresentam menores oscilações nas características geométricas das respostas posturais. A modulação entre as variáveis modifica-se por causa dos grupos. Por meio deste experimento, estimamos o número de dimensões associadas às variáveis mensuradas e associamos este resultado ao problema de redução dos graus de liberdade. Finalmente, em relação ao questionamento inicial: qual é a variável que reflete modificações no controle postural, em diferentes idades e atividades motoras? Consideramos que o estudo do ajuste postural é um ótimo candidato para identificar modificações no controle postural porque este variou por causa de idade, da experiência motora e de características individuais. Assim, sugerimos que o estudo da adaptação dos ajustes posturais pode ser uma ferramenta para avaliar a habilidade motora equilíbrio. Os estudos desenvolvidos nesta Tese trouxeram respostas as perguntas inicialmente propostas. Deve existir uma estrutura complexa que governa ambos ajustes e se baseia na interação de ambos para garantir a estabilidade do sistema. Acreditamos que esta abordagem fornece assunto para discussões sobre o efeito de tarefas de equilíbrio.

Palavras-chave: biomecânica, controle postural, ginástica olímpica.



**ABSTRACT****BIOMECHANICAL ANALYSIS OF HUMAN STANDING:  
STUDIES ABOUT BALANCE CONTROL**

**Author: LUIS MOCHIZUKI**  
**Advisor: Prof. Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO**

The main idea of this Thesis is a biomechanical approach to postural control. Static and dynamical posturography are used to study human standing. Static posturography is the procedure to measure center of pressure excursions during one and two legged quiet postures for the Experiment 01. By the use of dynamical posturography, we study the postural adjustments produced by fast knee flexion, the focal movement. Experiments 02 and 03 are conducted under this procedure. The results of Experiment 02 are used to describe and analyze the effects of the focal movement on center of pressure for each support. The Experiment 03 is designed to study the effect of gymnastics practice in postural adjustments. In relation to the conceptual problem proposed for Experiment 01, expressed by the question: which are the postural strategies described by center of pressure and what factors affect them? Different strategies are described by looking at center of pressure results. During one-legged posture, the more difficult posture, the more effect of sensory constraints is observed. The results underlies about postural control during standing and possible postural strategies associated to foot position. In relation to the conceptual problem proposed for Experiment 02, expressed by the question: which are the postural adjustments during leg thigh

elevation and what factors affect them? The anticipatory postural adjustment changes according to the experimental groups. The task repeated five times is correlated to anticipatory response for some adults. The results are used to describe the contribution of each support for the postural adjustments due to leg movements. In relation to the conceptual problem proposed for Experiment 03, expressed by the question: how are postural adjustments for gymnasts? The anticipatory and compensatory postural adjustments are different according to the experimental groups. Gymnasts show less oscillation during postural adjustments. The relation between variables is affected by group. The results are estimations about the number of dimensions associated to experimental data and we discuss the degrees-of-freedom problem. At last, to answer the main question: we consider that postural adjustments identify modifications in postural control, and is affected by age, level of motor experience, and individual inertial characteristics. The postural adjustments adaptation to a specific task may be a tool to evaluate the ability to control balance. It may have a complex structure that rules postural adjustments based on the common control of independent variables. We believe that such our approach to posture control may offer issues to discuss how experiences on equilibrium tasks enhance balance.

Keywords: Biomechanics, postural control, gymnastics.

## 1 INTRODUÇÃO

A atividade postural manifesta-se em diferentes formas no cotidiano, a postura em pé, sentada, de uma parte do corpo, entre outras posturas, ou seja, é incessante na atividade humana. Sua estrutura é tão complexa quanto o controle de movimentos (BROGAN, 1995) e está associada a ele (FORSSBERG, JUCAITE & HADDERS-ALGRA, 1999).

O tema central desta Tese é baseado em uma abordagem biomecânica do controle postural (HASAN, ENOKA & STUART, 1985). A questão inicial é:

- *como podemos identificar as modificações no controle postural, em diferentes idades e atividades motoras?*

As questões para o delineamento dos experimentos desta tese são:

1. *quais e como são influenciadas as estratégias descritas pelo centro de pressão?*
2. *como é a organização da estratégia postural e o que a influencia?*
3. *como se organiza a estratégia postural em praticantes de ginástica olímpica?*

Estas questões são investigadas através da proposição de três problemas. O primeiro problema conceitual remete à relação das informações sensoriais e os processos usados pelo sistema nervoso para selecionar e elaborar respostas (PERRIN & LESTIENNE, 1998). Este problema está associado ao processo de observar as permanentes atividades posturais, que ocorrem em resposta às oscilações espontâneas do corpo (ASSAIANTE & AMBLARD, 1992). As oscilações espontâneas são reflexos da qualidade natural do equilíbrio de uma pessoa (PERRIN & LESTIENNE, 1998). Por isso, dada a abrangência do número e tipos de posturas humanas, nos limitamos a estudar o controle da postura ereta.

O controle da postura ereta utiliza informações sobre o monitoramento da posição do centro de massa do corpo (COM) (HORSTMANN & DIETZ, 1990; MORASSO, BARATTO, CAPRA & SPADA, 1999) por um quadro de referências baseado nas informações sensoriais (GURFINKEL, IVANENKO, LEVIK & BABAKOVA, 1995). O monitoramento indica quando é necessário alterar a postura. Fisicamente, os corpos que interagem para gerar forças para corrigir a posição

do COM são o apoio (no chão ou outro suporte), as partes do corpo e as estruturas internas, como ossos, músculos, articulações e tendões. Estudaremos os ajustes na postura a partir da mensuração da interação do corpo humano com o apoio. O centro das forças aplicadas no apoio é conhecido como centro de pressão (COP).

Para revelar aspectos e características destas oscilações espontâneas, mensura-se a posição do COP, COM ou outra variável que possa ser associada ao balanço postural. Estas características podem ser relacionadas às estratégias escolhidas para garantir a estabilidade da postura ereta. Estas estratégias são referidas ao comportamento do balanço postural no domínio temporal, espacial ou no domínio de frequências. No domínio espacial, caracterizam-se estratégias posturais associadas aos balanços posturais em diferentes direções no plano horizontal. Tradicionalmente, COP é decomposto em componentes ortogonais orientados nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Esta decomposição gera componentes independentes. Esta independência também é associada ao sistema de controle postural, de forma que o controle na direção AP é independente do controle na direção ML (BALASUBRAMANIAM, RILEY, & TURVEY, 2000); mas, situações de instabilidade (MOCHIZUKI, DUARTE, ZATSIORSKY, AMADIO & LATASH, 1998) alteram esta independência.

O segundo e terceiro problemas conceituais têm relação com os processos adaptativos, que permitem ao sistema nervoso compensar lesões, resolver os conflitos entre os diferentes órgãos sensoriais e produzir ajustes em resposta às perturbações (PERRIN & LESTIENNE, 1998).

O segundo problema está associado a um aspecto específico do controle postural: o que acontece em uma momentânea perturbação externa e quais são as atividades posturais provocadas por esse estímulo. A retomada do equilíbrio é dada por dois tipos de atividade postural (PERRIN & LESTIENNE, 1998): ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC). O segundo problema conceitual concerne aos ajustes porque a regulação da postura ocorre por meio destes ajustes. Os estudos sobre os ajustes posturais (ARUIN, FORREST & LATASH, 1998; ASSAIANTE, WOOLLACOTT & AMBLARD, 2000;

COMMISSARIS, TOUSSAINT & HIRSCHFELD, 2001; SHIRATORI & LATASH, 2001), os descrevem, caracterizando sua função (ARUIN, 1998; DIETZ, KOWALEWSKI, NAKAZAWA & COLOMBO, 2000) e associando às sinergias de movimento (BOUISSET, RICHARDSON & ZATTARA, 2000a; LE PELLECC & MATON, 2000; SHIRATORI & LATASH, 2001). Contudo, há lacunas sobre seu desenvolvimento (HORAK, 1996) e se os ajustes posturais indicam a qualidade da habilidade motora equilíbrio, i.é, se podem indicar as modificações no controle postural em diferentes idades e atividades motoras.

Finalmente, o estudo do controle postural e suas implicações para ginástica olímpica direcionam o terceiro problema desta tese. A escolha de um tipo especial de amostra e atividade motora pode sensivelmente contribuir para a finalização do tema abordado na busca das variáveis que indicam as modificações no controle postural em diferentes idades e atividades motoras. Em especial, as modificações no controle postural podem ser evidenciadas se estiverem associadas às práticas esportivas (PERRIN & LESTIENNE, 1998).

O controle do equilíbrio postural é importante nas atividades esportivas. Em especial, a ginástica olímpica precisa do controle de equilíbrio nos giros em exercícios de solo ou de trave, aterrissagens e nos apoios invertidos. A eficiência neste esporte depende do controle e sincronização de movimentos dos segmentos para manter uma harmonia estética de movimento do corpo, o controle da trajetória dos segmentos tem direta relação com o controle de força e o equilíbrio mecânico (GEORGE, 1980). Há uma lacuna sobre os estudos de controle postural aplicada à ginástica olímpica. Na ginástica olímpica, o desempenho depende do controle postural, para a manutenção do equilíbrio e de posturas, minimização de perturbações causadas pelo movimento e preparação para o movimento.

A combinação das perguntas levantadas são sintetizadas e elaboradas em forma de objetivos de estudo. Os objetivos do estudo são progressivamente abordados nos experimentos apresentados nos próximos capítulos.

## 1.1 Objetivos do estudo

O objetivo geral desta tese é investigar o controle postural na postura ereta por parâmetros biomecânicos. Assim, os objetivos específicos são:

- descrever e analisar o equilíbrio em posturas eretas de um e dois apoios,
- descrever e analisar o efeito da posição dos apoios na postura ereta,
- descrever e analisar os ajustes posturais utilizados para a manutenção da postura ereta para movimentos de elevação frontal e lateral da coxa,
- descrever e analisar o efeito de treino em ginástica olímpica no ajuste postural.

## 1.2 Justificativas para o estudo

O tema escolhido e contextualizado pela literatura científica especializada apresenta lacunas, justificando a seleção das seguintes áreas para abordagem e estudo nesta tese:

- estudar as estratégias de manutenção da postura ereta;
- estudar os ajustes posturais em crianças e adultos;
- estudar os ajustes posturais aplicados à ginástica olímpica;
- propor variáveis para compor uma avaliação objetiva do controle do equilíbrio.

## 2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA

O texto da revisão de literatura busca referenciar alguns dos principais assuntos discutidos sob o tema controle postural.

O controle postural é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes. Estas informações permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e o movimento de cada parte do corpo. O controle postural usa informações dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (HORSTMANN & DIETZ, 1990; MCCOLLUM, SHUPERT & NASHNER, 1996; NASHNER & Mc-

COLLUM, 1985; ROTHWELL, 1994; WINTER, 1995). Observa-se que abundância de informações é um fato que garante a estabilidade postural mesmo na deficiência de um sistema. Acredita-se que o nível de importância das informações sensoriais seja modulável e redundante (FITZPATRICK & McCLOSKEY, 1994; HORAK & HLAVACKA, 2001; MASSION, 1992; McCOLLUM, SHUPERT & NASHNER, 1996; POPOVIC, 1993; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1985).

## 2.1 As informações sensoriais para o controle postural

A separação anatômica dos sistemas sensoriais envolvidos com o controle postural e a degradação significativa das informações sensoriais, quando fechamos os olhos ou permanecemos em superfícies móveis ou macias e mesmo assim nos mantemos em pé, sugere que o sistema nervoso tem a habilidade de mudar discretamente a fonte principal de informação sensorial (McCOLLUM *et al.*, 1996). Estes autores assumem que a transição de uma fonte sensorial para outra fonte é ajustada por uma simples dica sensorial, escolhida em uma lista limitada de opções, ao invés da combinação de dicas sensoriais ou sobre aspectos gerais do ambiente. Isso significa que o controle postural não usa todas as informações sensoriais disponíveis, mas escolhe. A transição de fontes sensoriais corresponde, por exemplo, a passar da dominância da informação visual para a somatossensorial (MAURER, MERGNER, BOLHA & HLAVACKA, 2000). Conseqüentemente, o sistema nervoso escolhe a fonte principal para controlar a postura (McCOLLUM *et al.*, 1996) e quando faz a transição de uma fonte de percepção para outra, a faz de forma abrupta, assim usa uma informação sensorial de cada vez. MASSION & WOOLLACOTT (1996) propõem que a dominância de um sistema sensorial sobre o outro é forma do sistema nervoso para evitar conflitos de informações.

A estabilidade postural depende da noção da posição e movimento do corpo, em relação ao campo gravitacional e do ambiente (HORSTMANN & DIETZ, 1990). O conjunto de informações sensoriais cumpre esta função criando um quadro de referências (ISABLEAU, OHLMANN, CRÉMIEUX & AMBLARD, 1997).

Por exemplo, a visão informa o movimento do corpo em relação a um objeto para respostas adequadas para garantir estabilidade (GUERRAZ, THILO, BRONSTEIN & GREESTY, 2001; LATASH, 1997). O controle da postura ereta precisa de uma variável para monitorar o corpo e atuar quando preciso. Entre as variáveis sugeridas por MASSION (1998), a representação do vetor gravidade é um importante quadro de referência (MASSION & WOOLLACOTT, 1996). Este quadro de referências é conhecido como quadro de referência geocêntrico. Para controle da postura ereta, com o uso de informações baseadas na referência geocêntrica, dois tipos de força atuam: as forças musculares que atuam contra a ação da força gravitacional e as forças que atuam para estabilizar o COM sobre o suporte. O quadro de referências controla os parâmetros do controle postural, como o equilíbrio, em relação à atração gravitacional. Para a postura ereta, MASSION (1998) sugere que as variáveis que constroem o quadro de referências são o eixo vertical (formado pela cabeça e tronco e dependente da configuração geométrica do corpo) e/ou o alinhamento da projeção vertical do COM na base de apoio (depende da configuração geométrica e das propriedades inerciais do sistema). Outro parâmetro de equilíbrio é a margem de segurança para o movimento do COP. PATTON, LEE & PAI (2000) mostram aumento na margem de segurança com o treinamento. Os autores sugerem que o sistema nervoso pode usar as margens de segurança em controle de feedback e antecipação.

O controle da postural se baseia no monitoramento da representação interna da postura, o esquema corporal (MASSION & WOOLLACOTT, 1996). O esquema corporal é uma representação geométrica do corpo humano, uma representação cinética do corpo, principalmente das forças aplicadas no apoio e uma representação da orientação do corpo relação à gravidade. Com esse esquema corporal a linha de gravidade é controlada. A representação geométrica do corpo permite a comparação da atual postura com a postura esperada, de forma que os ajustes posturais surgem sempre que há discrepância entre essas posturas. A representação cinética inclui o monitoramento das condições do apoio e a mensuração da inercial dos segmentos corporais. Quando alterada esta função, os ajustes podem



ser afetados. DIETZ, HORSTMANN, TRIPPEL & GOLHOFER (1989) mostram que em ambiente aquático, as respostas posturais estão ausentes.

### 2.1.1 Informações sensoriais do Sistema visual

O sistema visual detecta a luz que permite identificar imagens do mundo. Estas imagens informam sobre a forma, cor e movimento de objetos e do próprio corpo. A percepção dessas informações é processada paralelamente e a incapacidade de perceber um tipo de informação visual é verificada clinicamente (GHEZ, 1991). Por exemplo, a agnósia espacial é o déficit na visão estereoscópica, enquanto a agnósia de movimento é a incapacidade de perceber o movimento. Na agnósia de movimento, a pessoa apenas identifica que o objeto mudou de posição, mas é incapaz de perceber quando ele está se movendo. A percepção visual é o processo de dar significado para as imagens no sistema nervoso. O mecanismo de percepção visual inicia-se na retina. A luz entra na córnea e é projetada na parte de trás do olho, atingindo a retina. A luz é transformada em um sinal elétrico e conduzida através do sistema nervoso. Ao contrário de outros órgãos sensoriais como a cóclea ou os receptores somáticos, a retina não é um órgão periférico, mas pertence ao sistema nervoso central (GHEZ, 1991). A informação baseada na detecção do movimento serve para perceber o movimento de objetos, manter o movimento ocular para perseguição contínua de objetos e guiar o movimento corporal no ambiente. A detecção do movimento é baseada no movimento da imagem observada e pelo movimento acoplado da cabeça e dos olhos (GHEZ, 1991).

ROUGIER (1999) observa que o feedback visual permite menor variabilidade dos deslocamentos do COP na manutenção da postura ortostática de longa duração. Este estudo é baseado na análise de difusão (COLLINS & DeLUCA, 1993). Observando os variogramas (gráfico das variações quadráticas dos deslocamentos do COP expressas por causa de intervalos de tempo em escala bilogarítmica) verifica-se que o ponto de transição entre o comportamento persistente e antipersistente desloca-se para a esquerda no variograma em comparação com a

situação de ausência de feedback. Estes resultados suportam a hipótese que os regimes de longa latência (com maiores intervalos de tempo no gráfico) provavelmente operam no regime de feedback.

BUCHANAN & HORAK (1999) mostram que o sistema visual contribui para manter o balanço natural do corpo distante dos limites da base de apoio, informando como fixar a posição da cabeça e do tronco no espaço quando COM é perturbado pela translação da base de suporte. Para lenta translação da base de suporte, BUCHANAN & HORAK (1999) propõe que o sistema nervoso central tolera as oscilações do campo visual e escolhe as informações vestibulares e proprioceptivas para controle postural.

PERRIN, SCHNEIDER, DEVITERNE, PERROT & CONSTANTINESCU (1998) verificam as conseqüências da supressão da informação visual em um teste de equilíbrio postural (manutenção da postura ereta sobre uma plataforma que apresenta oscilações regulares na direção ântero-posterior). A repetição do teste mostra o padrão do COP de olhos abertos nas primeiras tentativas com os olhos fechados. É observado que o grupo experimental apresenta uma adaptação postural menos dependente das informações posturais, refletindo o efeito do treinamento proporcionado pela participação em modalidades esportivas no uso de todas as informações sensoriais para a manutenção da postura. Os autores sugerem que o controle postural envolve dois componentes: um sistema de referência estável que está baseado no conhecimento anterior e um outro sistema de correção dinâmica que intervêm quando surgem perturbações.

PERRIN *et al.* (1998) comparam as conseqüências no controle postural da supressão de referência visual em teste de posturografia dinâmica com sujeitos que praticam ou não esportes. O principal resultado é que esportistas têm um melhor controle de postura. A análise das séries indica a transição na forma de resposta de um padrão de olhos abertos para um padrão de olhos fechados. Os esportistas demonstram uma melhor adaptação a supressão de informação visual. O padrão de transição demora menos para os esportistas que para os não-esportistas.

O limiar de percepção de balanço postural depende da fonte sensorial. FITZPATRICK & McCLOSKEY (1994) mostram que isoladamente cada um dos sistemas sensoriais para o controle postural apresenta um diferente limiar de percepção. O limite de percepção de movimentos do sistema visual é maior que o do sistema proprioceptivo em baixas velocidades de movimento (1 mrad/s), mas em velocidades mais altas (3 mrad/s) esses limites de percepção são semelhantes.

### 2.1.2 Informações sensoriais do sistema vestibular

A principal função do ouvido concerne ao sistema auditivo, mas, no ouvido interno a função sensorial não está relacionada ao ouvir. O ouvido interno é composto pela cóclea, parte do sistema auditivo, e o labirinto, que não pertence a este sistema. O labirinto auxilia a manutenção do equilíbrio e é uma parte importante do aparelho vestibular (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996). O aparelho vestibular consiste dos órgãos do otolito, o utrículo e a sáculo e os canais semicirculares do labirinto, que são cavidades no osso temporal associadas à cóclea. Estas cavidades semicirculares preenchidas por um fluido que acompanha o movimento da cabeça, ativando células que contém extensões como pêlos. Este sistema é enervado pelos tratos da via ventromedial (são quatro os tratos: o trato vestibulo espinhal e o trato tecto espinhal controlam a postura da cabeça e do pescoço, e os tecto espinhal controla a postura do tronco e dos músculos antigravitacionais dos membros). Pela forma dos semicanais, o labirinto apenas percebe as acelerações angulares da cabeça, causadas por movimentos de flexão e extensão e rotação do pescoço. O utrículo e a sáculo contém zonas chamadas máculas que estão repletas de células pilosas cobertas por substância gelatinosa (a membrana do otolito) que contém cristais de carbonato de cálcio, o otolito. Como a mácula do utrículo forma um plano horizontal quando a cabeça está ereta, sacudidelas, em relação à gravidade ou acelerações lineares que a cabeça experimenta são percebidas. Por outro lado, a mácula da sáculo está na vertical (ROTHWELL, 1994).

As células dos canais semicirculares respondem às acelerações angula-

res, enquanto as células das máculas do utrículo e sáculo respondem ao movimento linear do corpo ou às oscilações do peso da cabeça. O sistema vestibular fornece informações sobre as variações temporais das velocidades angular e linear da cabeça. O sistema vestibular, diferentemente de outros instrumentos que mensuram acelerações lineares, consegue separar o componente da aceleração do sistema e a aceleração da gravidade (MERFELD, ZUPAN & PETERKA, 1999).

A função vestibular no controle postural é explorada por diferentes abordagens experimentais. O sistema vestibular envia informações sobre a orientação da cabeça, em relação ao campo gravitacional terrestre, percebendo a variação de aceleração linear e rotacional da cabeça (GUSEV, 1975; MERFELD *et al.*, 1999; MERGNER & ROSEMEIER, 1998).

A estimulação elétrica com corrente galvânica é aplicada sobre o aparelho vestibular em indivíduos normais em postura ereta sobre uma plataforma móvel (HLAVACKA, SHUPERT & HORAK, 1999). Quando o estímulo vestibular ocorre com o movimento da base de suporte a resposta postural é baseada em uma interação de ambas informações. Quando esses estímulos são apresentados com considerável atraso, as informações são tratadas sem nenhuma interação. Os autores concluem que a contribuição das informações vestibulares acontece principalmente no final de uma tarefa de equilíbrio dinâmico.

A ausência ou falha da informação sensorial pode alterar o controle da postura. Para manter a postura ereta, o controle postural seleciona estratégias apropriadas. Duas das mais estudadas estratégias posturais são a estratégia do tornozelo e a estratégia do quadril (NASHNER & McCOLLUM, 1985), que se diferenciam, entre outros aspectos, por qual grupo muscular é primeiro utilizado quando surge uma instabilidade postural no plano sagital. HORAK, NASHER & DIENER (1990) reportam que a ausência da informação vestibular resulta na ausência da estratégia do quadril e sugerem que a informação vestibular é necessária quando a tarefa de equilíbrio dinâmico requer o uso da estratégia do quadril. Também observam que na ausência da informação somatossensorial, o ajuste postural compensatório baseia-se na estratégia quadril. No entanto, a ausência de

um desses sistemas é suficiente para atrasar ou desorganizar a resposta postural.

WELGAMPOLA & COLEBATCH (2001) evocam o reflexo vestibuloespinhal e vestibulocólico através da estimulação galvânica. Reforçando a importância do sistema vestibular em condições de déficit de informação visual e somatossensorial, os autores mostram que os reflexos vestibuloespinais são maiores quando os sujeitos permaneciam sobre uma base de suporte estreita, em superfície macia, e desprovidos de visão e apoios externos.

### 2.1.3 Informações sensoriais do sistema somatossensorial

O sistema somatossensorial difere de outros sistemas sensoriais porque seus receptores estão pelo corpo e não estão concentrados em locais especializados do corpo humano e porque responde a muitos diferentes tipos de estímulos, agrupados em quatro categorias: toque, temperatura, posição do corpo e dor. Um estímulo somatossensorial pode ativar muitos receptores porque o sentido somatossensorial é o conjunto de todos os sentidos que não são ouvir, cheirar, ver, sentir o gosto, e o sentido de equilíbrio do sistema vestibular. Cabe ao sistema nervoso central interpretar a atividade dos receptores e usá-los para gerar percepções coerentes com a realidade. KOENDERINK (1984) sugere que esta escolha é baseada no nível de correlação da atividade dos neurônios de cada receptor sensorial. Os receptores somatossensoriais que têm especial relação com o controle postural são os receptores de toque e de posição. Estes sensores estão na pele e nas paredes do corpo, nos músculos, tendões, ligamentos, nos tecidos conectivos das articulações e nos órgãos internos. A sensação de toque é estimulada mecanicamente na superfície corporal e a sensação de posição é dada pelo estímulo mecânico dos músculos e articulações (GHEZ, 1991). A maioria desses receptores é mecanoreceptora porque responde às distorções físicas como alongamento e flexão. O mecanoreceptor é principalmente encontrado na pele e responde ao tato e deformações da pele.

Além do mecanoreceptor, temos os receptores proprioceptivos, que respondem sobre onde está o corpo no espaço, a direção e a intensidade do movimen-

to. Os receptores proprioceptivos servem para duas funções: identificar a posição do corpo para auxiliar na identificação de coisas ao nosso redor e guiar os movimentos. Assim, os músculos esqueléticos têm dois mecanorreceptores proprioceptivos: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi. Os fusos musculares informam sobre a intensidade de alongamento e a taxa de alongamento dos músculos. Os órgãos tendinosos de Golgi informam sobre o nível de força gerado pelo músculo que provoca tensão em um tendão.

Além disso, há vários tipos de receptores proprioceptivos nos tecidos conectivos de articulações sinoviais, especialmente nas cápsulas e ligamentos, como as terminações de Rufini, as terminações de Golgi, e corpúsculos de Pacini e também terminações nervosas livres. As terminações nervosas livres estão nas superfícies internas das articulações (ROTHWELL, 1994) enquanto os outros sensores proprioceptivos nas articulações estão dispersos nos ligamentos e cápsula articular. Eles respondem a mudanças de ângulo, direção e velocidade de movimento de uma articulação. Para os receptores articulares, GANDEVIA & BURKE (1992) verificam que poucas fibras aferentes estão ativadas durante todo movimento da articulação. Fibras apresentam diversos disparos nas extremidades do movimento, geralmente quando há o movimento em mais de um eixo de rotação articular. Ou seja, os receptores articulares provêm uma informação fraca sobre posição intermediária de uma articulação. Apesar de conhecer a posição de uma articulação, se ela for movida lentamente (menos de um grau por minuto), não existirá informação sobre movimento, mas apenas a indicação de mudança de posição.

A informação do mecanoreceptor se une à informação do fuso muscular e de receptores cutâneos para estimar o ângulo articular. Assim, a remoção de um desses receptores pode ser compensada por outros receptores para estimar a posição do corpo, mas com redução da capacidade de adaptação (ALLUM & HONEGGER, 1998; HORAK *et al.*, 1990) ou diminuir a qualidade da resposta (SIMONEAU, ULBRECHT, DERR & CAVANAGH, 1995).

Durante a ausência de informação dos receptores cutâneos, o movimento é prejudicado. As neuropatias periféricas que causam perda da sensação de tato

nas extremidades do corpo podem estar associadas pelo sinal de Romberg: os pacientes são incapazes de permanecer em pé sem assistência externa com os pés juntos quando ficam com os olhos fechados (ROTHWELL, 1994). Assim, sem a informação das diferenças de pressão plantar, os reflexos vestibulares ficam incapazes de manter a postura desses pacientes. Da mesma forma, a manipulação de objetos é grosseira quando há anestesia cutânea. A visão não pode substituir a perda dos mecanorreceptores cutâneos (ROTHWELL, 1994).

Ao integrar o conjunto de informações de diferentes locais do corpo, o sistema nervoso constrói um mapa que indica o vetor resultante da posição do COM e da orientação vertical do corpo, em relação à base de suporte.

A interação de diferentes fontes de informação sensorial para o controle postural é amplamente abordada (HORAK & HLAVACKA, 2001; HORSTMANN & DIETZ, 1990; MAURER *et al.*, 2000; ROLL, GILHODES, ROLL, POPOV, CHARADE & GURFINKEL, 1998; ROLL, POPOV, GURFINKEL, ANDRE-DESHAYS, GILHODES & QUONIAM, 1993). O estudo desta interação é importante para propor modelos sobre a representação da organização postural.

DIETZ *et al.* (1989) mostram que no ambiente aquático, o mecanismo de reflexo propioceptivo ou reflexo vestibuloespinal não é responsável pelos ajustes posturais. É sugerido que a resposta eletromiográfica associada ao ajuste que ocorre quando alguém é perturbado com a translação da base de suporte dentro da água é mediada pelos pressoreceptores associados ao monitoramento da posição da projeção do COM na base de apoio.

## 2.2 As funções do controle postural

MASSION (1998) considera que o controle postural serve para se contrapor à ação da força gravitacional aplicada em cada segmento corporal, mantendo a postura desses segmentos estável durante a execução de um movimento em alguma parte do corpo. Além disso, a partir das informações sensoriais sobre a postura, MASSION (1998) sugere a formação de um quadro de referência do cor-

po, um mapa detalhando a posição de cada segmento do corpo no espaço para auxiliar a percepção do ambiente e o planejamento do movimento do corpo. Desta forma, Massion sugere que o controle postural tem uma função antigravitacional e uma função de auxiliar os mecanismos de percepção e ação do movimento.

ROTHWELL (1994) também indica as funções do controle postural, o sistema de controle postural é capaz de realizar três funções: suporte, estabilidade e equilíbrio. A função de suporte dos segmentos corporais é controlar a atividade muscular para suportar o peso do corpo contra a atração gravitacional. A função de estabilidade é suportar e estabilizar segmentos do corpo quando outras partes entram em movimento, i.é, manter estável o resto do corpo enquanto um segmento realiza um movimento. E a função de equilíbrio é manter o corpo sobre sua base de apoio, principalmente em uma postura ereta. A atividade postural permite estabilizar e otimizar os esforços para que a pretendida posição seja mantida e que sejam promovidos os ajustes necessários por causa de alterações na posição de parte do corpo (GHEZ, 1991).

### **2.2.1 Função do controle postural: suporte e equilíbrio**

O suporte de cada segmento corporal ocorre pela ação de estruturas passivas (ossos, articulações e tendões) e estruturas ativas (músculos). O controle desse suporte é desempenhado pelo controle postural. Para manter uma postura, é preciso momentos de força e forças musculares em cada articulação do corpo para contrabalançar todas as forças e momentos de força externos que têm a tendência de deslocar os segmentos para outras posições. A soma vetorial das forças e momentos em cada articulação necessita ser zero para manter uma postura. Como a magnitude e direção das forças externas aplicadas são pouco previsíveis, a tarefa de controle não é simples. Além disso, o equilíbrio mecânico é somente atingido momentaneamente e o sistema está constantemente oscilando em torno desses pontos de equilíbrio mecânico. Quando a quantidade de força externa aplicada é estimada, os sistemas sensoriais podem apresentar informações conflitantes sobre



a mesma situação. Para resolver este conflito de informações, autores (LOEB, BROWN & CHENG, 1999; MERGNER & ROSEMEIER, 1998; MORASSO *et al.*, 1999) sugerem uma estrutura hierárquica no fluxo de informações sensoriais. Esta estrutura hierárquica está baseada na velocidade resposta e também de quais parâmetros são realmente controlados.

No caso do equilíbrio na postura ereta, o principal parâmetro de regulação é a posição do COM (HORSTMANN & DIETZ, 1990). A forma de modificar a posição do COM é modificar a distribuição de massa do sistema, que no caso do corpo humano acontece quando é mudada a posição dos segmentos corporais. Basicamente, o movimento do COM ocorre pela ação de forças aplicadas no corpo ou pela inércia. As perturbações na base de apoio utilizadas nos estudos sobre postura ereta têm auxiliado sobre o conhecimento das estratégias de regulação do equilíbrio (CORNA, TARANTOLA, NARDONE, GIORDANO & SCHIEPPATI, 1999; NASHNER & McCOLLUM, 1985), e o efeito da aplicação de perturbações em diferentes partes do corpo (RIETDYK, PATLA, WINTER, ISHAC & LITTLE, 1999). Essas perturbações na postura podem implicar em APA ou APC. A posturografia dinâmica aborda a postura com perturbações. Outra forma de estudar a regulação do equilíbrio é analisar o balanço postural. O balanço postural é a oscilação observada no COM quando uma pessoa permanece parada. Os estudos que se referem ao balanço postural sem a aplicação de perturbações, durante a postura ereta parada são conhecidos como estudos de posturografia estática.

### **2.2.2 Função do controle postural: estabilização**

Um sistema estável é aquele cujas características gerais (como média e desvio padrão) não se alteram sob um regime de perturbações. Em um sistema instável, a perturbação modifica o comportamento do sistema de forma pouco ou não previsível. O ajuste postural busca manter estável a postura para a preparação, durante ou após a realização de um movimento.

O sistema nervoso central busca preservar a estabilidade da postura a

partir de duas ações (MASSION, 1998; RAMOS & STARK, 1990): ajuste postural antecipatório e ajuste postural compensatório (NOUILLOT, BOUISSET & DO, 1992; LATASH, 1997). BOUISSET (1998) comenta que o movimento pode ser separado em três fases: a preparação, a realização do movimento e a efetuação do movimento. O envolvimento do controle postural é evidenciado na primeira e terceira fases. Na preparação para o movimento, o ajuste postural antecipatório (APA) permite preparar o corpo para as possíveis perturbações causadas pelo deslocamento dos segmentos corporais. O ajuste postural compensatório (APC) garante a estabilidade após a perturbação causada pelo movimento.

O ajuste postural antecipatório (APA) é o nome genérico para toda atividade postural que acontece antes da realização de um movimento que causa uma perturbação no equilíbrio do corpo, conhecido como movimento focal, ou que acontece antes de uma perturbação externa que pode levar ao desequilíbrio. Sua latência não é alta (aproximadamente 200 ms). Enquanto ajuste postural compensatório (APC) é o nome genérico para toda atividade postural que acontece após a realização do movimento focal ou da perturbação externa, podendo estar ou não associado aos próprios ajustes posturais do movimento focal.

O ajuste postural antecipatório é modulado pela percepção voluntária do início da tarefa (ARUIN, 1998) e é evidenciado pela atividade agonista/antagonista ou sinergista (ODSSON, 1988; ODSSON & THORSTENSSON, 1986, 1987), ou pela cinética do movimento.

### **2.2.2.1 Estabilização através do ajuste postural antecipatório**

A primeira evidência sobre APA é dada por BELEN'KII, GURFINKEL & PAL'TSEV (1967). E a primeira comparação do APA em pessoas com diferentes tipos de lesão cerebral é dada, em seguida, por PAL'TSEV & EL'NER (1967). O APA é uma ação pré-programada (considerada como ajuste superestimado ou subestimado que busca prever a magnitude da perturbação), iniciado voluntariamente e desencadeado centralmente (LATASH, 1997).

BELEN'KII *et al.* (1967) propõem que APA surge para manter o equilíbrio com o mínimo gasto de energia, e surge em grupos musculares que estão associados ao equilíbrio postural e ligados a cadeia cinemática a qual pertence a parte em movimento do corpo. Décadas depois, CHABRAN, FOURMENT, MATON, RIBREAU (1999) mostram que quando APA atua em muitas articulações, ele serve para minimizar as oscilações ao longo da cadeia cinemática, sugerindo a importante relação entre APA e a própria geração das sinergias que controlam e executam os movimentos.

MASSION (1992) indica como prováveis estruturas neurais envolvidas no APA os núcleos da base e o cerebelo (LANG & BASTIAN, 1999). APA tem natureza de controle central (BENVENUTI, STANHOPE, THOMAS, PANZER, HALLET, 1997) e conservadora (ARUIN *et al.*, 1998; NOUILLOT, BOUISSET & DO, 1992). Este conservadorismo é justificado na sua ausência quando a perturbação ocorre, durante a postura unipodal (NOUILLOT *et al.*, 1992) ou quando a base de apoio é menor (ARUIN *et al.*, 1998) ou quando se reduz informação sensorial disponível por causa dos olhos fechados (ARUIN, SHIRATORI & LATASH, 2001): em uma situação de instabilidade postural, o ajuste antecipatório pode maximizar o efeito da perturbação. São funções do APA (MASSION, 1998; ROTHWELL, 1994): minimizar as perturbações posturais; preparação postural para o movimento, ajudar a realização do movimento, desenvolver momentos de inércia para se opor aos momentos intersegmentares que criam instabilidades no movimento, e favorecer a atividade muscular necessária para fazer a tarefa, seja por mecanismos de facilitação da atividade neuromuscular ou pelo aumento da atividade eletromiográfica. APA é um curto movimento, realizado antes da ação motora, que minimiza as perturbações na postura vertical induzidas pelo movimento (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988). Assim, pode ocorrer uma aceleração do corpo na direção contrária à perturbação em razão do movimento de algum segmento corporal (LATASH, 1997).

As respostas observadas quando uma perturbação é aplicada na postura ereta sobre uma base de apoio instável sugerem que o controle do movimento

focal e do APA são diferenciados (ARUIN *et al.*, 1998). Considerando a dinâmica do sistema, COMMISSARIS & TOUSSAINT (1997) sugerem uma associação do controle do movimento focal e do ajuste postural (ARUIN, OTA & LATASH, 2001). Também associam o deslocamento do COP originado pelo APA à atividade eletromiográfica de músculos do tornozelo.

Em seqüência, WOLF, SLIJPER & LATASH (1998) consideram que em uma situação de instabilidade na base de apoio e quando os músculos associados ao movimento focal e os associados ao ajuste postural são os mesmos, um mesmo comando central pode desempenhar diferentes papéis, subdividindo-se para o controle do movimento focal e para o controle dos ajustes posturais.

Detectamos o APA por deslocamentos prévios ao movimento focal do COP, de segmentos do corpo, preferencialmente na direção oposta à perturbação e também sobre a forma de uma pré-ativação do EMG em músculos relacionados à sinergia e cadeia cinemática associada à perturbação. Para a observação do APA é necessário que uma perturbação postural suficiente para causar deslocamento considerável do COM (COMMISSARIS & TOUSSAINT, 1997; TOUSSAINT, COMMISSARIS, HOOSEMANS, OBER & BEEK, 1997; TOUSSAINT, MICHIES, FABER, COMMISSARIS & VAN DIEËN, 1998). Caso contrário, a resposta é pequena e de difícil observação. Para o controle da postura ereta, o deslocamento do COP é devido à necessidade de gerar momento de força e FRS aplicados no corpo para contrabalançar o deslocamento do COM, a fim de garantir a estabilidade do sistema. No início da marcha (ASSAIANTE *et al.*, 2000), o deslocamento do COP no APA serve para preparar o movimento dos membros inferiores, gerando momento de força e força para propulsão.

ARUIN (1998) discute a composição do APA: interação da tarefa postural, a expectativa da perturbação e a ação motora. Realizando uma série de experimentos manipulando estas três variáveis (fixando duas e variando a outra), Aru-in mostra que APA depende da intensidade da perturbação, da estabilidade postural, do plano da perturbação e instabilidade, da área de suporte, da velocidade do movimento e da percepção do início da perturbação.

Na FIGURA 1 observamos os fatores relacionados ao APA:

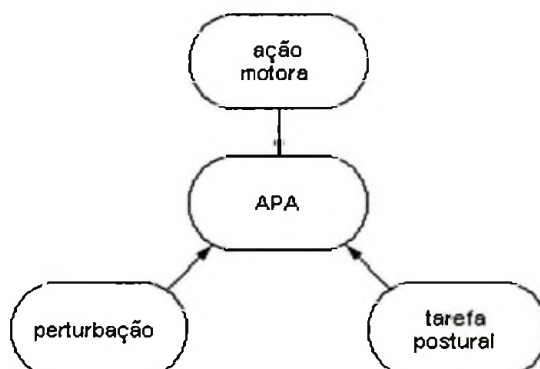


FIGURA 1 - Fatores relacionados aos ajustes posturais antecipatórios (APA) – (ARUIN, 1998)

Os estudos relacionados ao APA variam esses fatores e verificam o efeito resultante. Um fator importante é que a perturbação deve ser percebida pelo indivíduo e desencadeada por ele, para haver uma melhor caracterização do APA. ARUIN (1998) indica que APA varia a intensidade de resposta, em relação ao plano de perturbação, a posição do COM, em relação à base de apoio, a área de suporte, a velocidade do movimento, a intensidade e expectativa pela perturbação, o tipo de ação motora e ação motora. O escalonamento do APA surge por causa de nível de expectativa da perturbação (ARUIN & LATASH, 1995; BOUISSET, RICHARDSON & ZATTARA, 2000b; FORSSBERG *et al.*, 1999; TOUSSAINT *et al.*, 1998; WING, FLANAGAN & RICHARDSON, 1997). Para uma mesma ação motora podemos observar APA em diferentes músculos (BOUISSET, 1998) e a mesma ordem de ativação/inibição de músculos, durante APA pode ser observada para diferentes tipos de movimentos focais (CRENNA & FRIGO, 1991).

Ao estudar diferentes tarefas motoras e variações dentro de uma mesma tarefa motora, CRENNA & FRIGO (1991) mostram correlação entre a modulação da latência dos músculos ativados durante APA. É interessante notar que mesmo a partir de diferentes latências, o resultado físico é o mesmo: deslocamento para trás do COP. WOOLLACOTT, von HOSTEN & RÖSBLAD (1988) sugerem uma redução da latência dos músculos associados ao ajuste postural ocorre com a repetição da execução do movimento focal.

A flexibilidade das respostas posturais é ajustada pelas condições inici-

ais (HORAK, 1996). Em condições iniciais alteradas, a invariância entre sinergia e estratégia postural é quebrada (HORAK, 1996). Assim, a sinergia se remodela para manter a estratégia escolhida (MacPHERSON, 1991).

#### 2.2.2.2 Estabilização através do ajuste postural compensatório

Quando APA não minimiza os efeitos da perturbação, o controle postural usa outra estratégia para garantir a estabilidade do sistema (CHABRAN *et al.*, 1999; TOUSSAINT *et al.*, 1997, 1998): APC é desencadeado e regulado pelo APA (HAY & REDON, 1999) e depende da informação sensorial disponível e das condições do ambiente.

Mecanismos diferentes estão disponíveis para controlar a postura e eles simplesmente dependem da natureza de controle: respostas voluntárias ou automáticas. As respostas automáticas para controlar postura incluem o APC. Estas respostas posturais produzem forças líquidas aproximadamente iguais e na direção oposta às forças de perturbação (MacPHERSON, 1991).

A percepção de perturbações pode ocorrer por uma mudança da posição do COM e pela mudança do torque nas articulações (HORAK, NASHNER & DIENER, 1989). O monitoramento da instabilidade postural desencadeia o processo de ajuste postural compensatório. Essas perturbações inesperadas podem ser compensadas por reflexos musculares que induzem movimentos compensatórios de curta latência envolvendo a ativação de diferentes grupos musculares (NASHNER & McCOLLUM, 1985).

O exemplo típico de APC é a estratégia postural. A estratégia postural é selecionada pelo sistema de controle postural para garantir a estabilidade. A estratégia de manutenção da postura ereta é assim conhecida porque define como o sistema de controle postural controla a instabilidade causada por um movimento da base de suporte ou do corpo. Estudos demonstram que na postura ereta parada, as estratégias de regulação do equilíbrio se baseiam no controle de movimento de algumas articulações. Para a direção AP, três estratégias são conhecidas

(NASHNER & McCOLLUM, 1985; WINTER, 1995, WOOLACOTT & SHUMWAY-COOK, 1990): estratégia do tornozelo, estratégia do quadril e estratégia do passo. Para a direção ML, há a estratégia de deslocamento do peso.

Alguns estudos (AGGASHYAN & PAL'STEV, 1975; NASHNER & McCOLLUM, 1985; WINTER, PRINCE, FRANK, POWELL & ZABJEK, 1996) mostram que o corpo humano em postura ereta parada se comporta como um pêndulo invertido na direção AP. Quando são induzidas perturbações nesta direção, HORAK & NASHNER (1986) mostram padrões de atividade eletromiográfica, em relação à direção da perturbação. Para perturbações que deslocam o corpo para frente, a ordem de resposta de músculos relacionados ao tornozelo, joelho e quadril é distal-proximal, da mesma forma que é observado com as perturbações que levam ao deslocamento posterior do COM. Esta é a estratégia do tornozelo. Para perturbações de maior intensidade, ou quando a atividade dos músculos do tornozelo está impedida, é observado que a ordem de ativação muscular se altera, tornando-se proximal-distal, caracterizando a estratégia do quadril.

A vantagem em considerar a postura ereta como um pêndulo invertido é associar ao COP o movimento do COM através da plataforma de força (LANSHAMMAR & KARLSSON, 1995; WINTER *et al.*, 1996). É controverso, mas COM e COP são distintos. Tem sido mostrado que os deslocamentos do COP e COM são paralelos (HASAN, ROBIN, SZURKUS, ASHMEAD, PETERSON & SHIAVI, 1996; WINTER, 1995; WINTER *et al.*, 1996), distintos (WINTER, 1995) e caracterizam diferentes fenômenos. Enquanto o deslocamento do COM é causado pelo movimento dos segmentos corporais, o deslocamento do COP surge pela variação da FRS, pela aceleração do COM, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo.

A amplitude máxima do COP é a representação da oscilação que o corpo apresenta sem modificar a postura que está sendo mantida. Anteriormente aos estudos de WINTER (1995) e WINTER *et al.* (1996), o principal paradigma experimental para estudo da regulação da postura ereta se baseava na análise do COP mensurado com apenas uma plataforma de força. Este COP, na apresentação de

resultado chamado de COP global ou COPG, é resultado das oscilações de FRS e dos momentos de forças aplicados na plataforma de força. Estas forças e momentos mensurados na plataforma de força são formas de resposta às oscilações ocorridas no COM e as forças inerciais de todos segmentos corporais.

Modificando o paradigma experimental clássico, WINTER (1995) utiliza duas plataformas de força para mensurar o COP. Em cada plataforma está um apoio e assim é possível estudar separadamente o papel de cada apoio na manutenção da postura ereta. Para conduzir esses estudos, outras posturas são utilizadas, a postura Tandem e de pés em 45°. Então, para se determinar o COP global, é necessário somar COP de cada apoio ponderado pelo peso relativo (proporção do VFRS individual e VFRS global) em cada apoio.

WINTER (1995) mostra como separar a contribuição da estratégia do tornozelo e o mecanismo de carga/descarga efetuado pela estratégia no quadril. Assumindo que não existe ativação do mecanismo de carga/descarga, o peso relativo em cada apoio é igual entre si e tem valor de 0,5. Como COP global é a soma ponderada pelos pesos relativos em cada apoio do COP produzido por cada apoio, é simples determinar COP resultante somente pela atuação do tornozelo. COP global produzido pelo tornozelo é calculado pela soma dos COP de cada apoio multiplicados por 0,5. A diferença entre COP global e COP do tornozelo fornece COP produzido pelo movimento do quadril. Quando os apoios estão paralelos, WINTER (1995) mostra que esses dois mecanismos de regulação são ortogonais e independentes. Variando o posicionamento dos apoios, verifica-se que as trajetórias destes componentes do COP não são ortogonais e independentes. Por esta razão, WINTER (1995) conclui que a análise de difusão (COLLINS & De LUCA, 1993) é incorreta porque assume o mesmo mecanismo de controle para APCOP e MLCOP.

WINTER (1995) mostra que a disposição dos apoios pode influenciar a escolha da estratégia de regulação do equilíbrio. Com os apoios posicionados paralelamente, o balanço postural é compensado pelos músculos flexores plantar e dorsal do tornozelo. Quando o balanço assume maior magnitude ou quando estes músculos estão impedidos de agir, a estratégia do quadril é utilizada para restau-



rar a estabilidade do sistema. WINTER (1995) sugere que na direção ML a estratégia do quadril é a principal reguladora do equilíbrio e está relacionada ao mecanismo de aumento de força vertical nos apoios.

RIETDYK *et al.* (1999) desenvolvem hipóteses sobre estratégias de controle do equilíbrio postural, adicionando uma outra forma de transferência bilateral do peso: a inclinação lateral da coluna na região das vértebras L4-L5. Aplicando perturbações na direção ML, o mecanismo de transferência de peso também é realizado por movimentos nessa parte do tronco.

### 2.3 A relação entre o centro de massa e centro de pressão

Chamamos de balanço postural a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta. O balanço postural é tradicionalmente representado através da trajetória do COM (WINTER, 1995). A estabilometria, também chamada estabilografia ou estatocinesiografia, é o registro da oscilação do corpo humano (PERRIN & LESTIENNE, 1998; TEREKHOV, 1976). O registro da oscilação do corpo é um método utilizado no estudo da postura. O estudo da postura pode ser dividido em estático e dinâmico. A posturografia estática lida com a postura ereta parada não perturbada, quando o sujeito tenta ficar imóvel (BENSEL & DZENDOLET, 1968; COLLINS & De LUCA, 1993; GURFINKEL, LIPSHITS & POPOV, 1974; NASHNER, 1981; THOMAS & WHITNEY, 1956; WINTER, 1995; WINTER, PATLA & FRANK, 1990). Na posturografia dinâmica, uma perturbação é aplicada e a resposta do sujeito à perturbação é estudada (JOHANSSON & MAGNUSSON, 1991). Comparações e aplicações da posturografia estática e dinâmica são discutidas por BALOH, FIFE, ZWERLING, SCOTCH, JACOBSON, BILL & BEYKIRCH (1994), FURMAN, BALOH, BARIN, HAIN, HERDMAN, KONRAD & PARKER (1993), HORAK (1997) e PERRIN & LESTIENNE (1998).

O COP é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do centro de massa. Esta grandeza é classicamente associada aos estudos do controle postural por causa de sua relação com o COM. No entanto, há confusão sobre o as

grandezas COM e COP no controle postural (GURFINKEL, 1973; ZATSIORSKY & KING, 1998; WINTER, 1995). A oscilação do COM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. A FIGURA 2 ilustra a relação entre estas grandezas para diferentes instantes da postura ereta. COP indica a posição do vetor resultante da FRS. Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao apoio. O deslocamento anterior do COM (velocidade  $v$  e aceleração  $a$  positivas) favorece o balanço posterior do corpo. Para evitar a queda, APFRS migra para direção posterior. Ao mesmo tempo, há o deslocamento anterior do COP, passando pela posição em que as forças horizontais aplicadas no corpo são iguais a zero (instante quando a posição do COP e do COM são iguais) até que o balanço anterior cesse. Contudo, -APFRS causa além do fim do balanço anterior, o início do balanço posterior. Este balanço posterior, para ser contrabalançado implica no deslocamento posterior do COP e o aumento de APFRS, analogamente ao balanço anterior. Esta situação ocorre continuamente, alternando-se balanços posteriores e anteriores do COP e COM.

A diferença entre COM e COP se dá no domínio temporal e de frequências. No domínio temporal, estas diferenças surgem pelos elementos que compõem cada variável. No domínio de frequências, estas diferenças são evidenciadas por diferentes distribuições de frequência no espectro de frequências do sinal. A diferença entre COM e COP é por causa de efeitos dinâmicos e quanto menores as frequências de oscilação, menores são as características dinâmicas na posição de equilíbrio e mais semelhantes são COP e COM. Para frequências de até 0,2 Hz, cerca de 10% da oscilação do COP não representa a oscilação do COM, mas sim acelerações de segmentos corporais e para 0,5 Hz este número já é cerca de 50% (GURFINKEL, 1973). O conteúdo do espectro de frequências do COP para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de zero a dois hertz (HAYES, 1982) com a maior parte do conteúdo até 0,5 Hz.

O controle postural elege uma variável relacionada à posição do corpo

humano e o monitoramento desta variável se dá por informações sensoriais. Entre as possíveis variáveis relacionadas à postura ereta humana, se destacam COM, a projeção horizontal do COM denominada LG (Linha de Gravidade), a posição da cabeça e o alinhamento vertical do corpo humano (MASSION, AMBLARD, ASSAIANTE, MOUCHINO & VERNAZZA, 1998; WINTER, 1995) ou do tronco (MASSION, POPOV, FABRE, RAGE & GURFINKEL, 1997). Considerando apenas variáveis globais (excluindo a posição isolada da cabeça), verificamos que as forças externas aplicadas são as forças de reação do solo e a força de gravidade. A única interação com o meio externo que o corpo humano tem para restabelecer o equilíbrio surge com a base de suporte. O controle baseado nesta interação é pelo controle da posição do COP. Conseqüentemente, para controlar a posição do COM, do LG ou do alinhamento vertical, a variável usada é o COP. Busca-se minimizar o resíduo resultante da diferença do COP e estas variáveis globais.

O controle deste resíduo é influenciado por outros fatores, como: a distância entre o LG e o limite da base de apoio (BOS) (BLASZCZYK, LOWE & HANSEN, 1994), massa do sistema, altura do COM, área do BOS, velocidade  $v_{COM}$  de deslocamento do COM (PAI & PATON, 1997), tamanho da base de apoio BOS (HORAK & NASHNER, 1986; IVANEKO, LEVIK, TALIS & GURFINKEL, 1997) e a força de atrito  $F_{atrito}$  entre a superfície de contato da base de apoio.

Essencialmente, existem duas formas de se estudar a diferença entre COP e COM, que se diferenciam pela forma que o COM é mensurado. O COM pode ser estimado através da mensuração da cinemática do corpo todo, combinado com um modelo antropométrico adequado à escolha da forma de reconstrução das coordenadas espaciais da posição dos segmentos do corpo. A outra forma de se estimar o COM é a partir do COP. Estudos mostram que a trajetória do COM pode ser estimada por um modelo de pêndulo invertido e combinando informações cinemáticas e dinâmicas do movimento, ou integrando duas vezes a posição do COP. Esta última técnica é sugerida por ZATSIORSKY & KING (1998) e por ZATSIORSKY & DUARTE (1999) e baseia-se no fato que o corpo está em equilíbrio na direção vertical e a soma dos momentos de força aplicados no COM é nula.

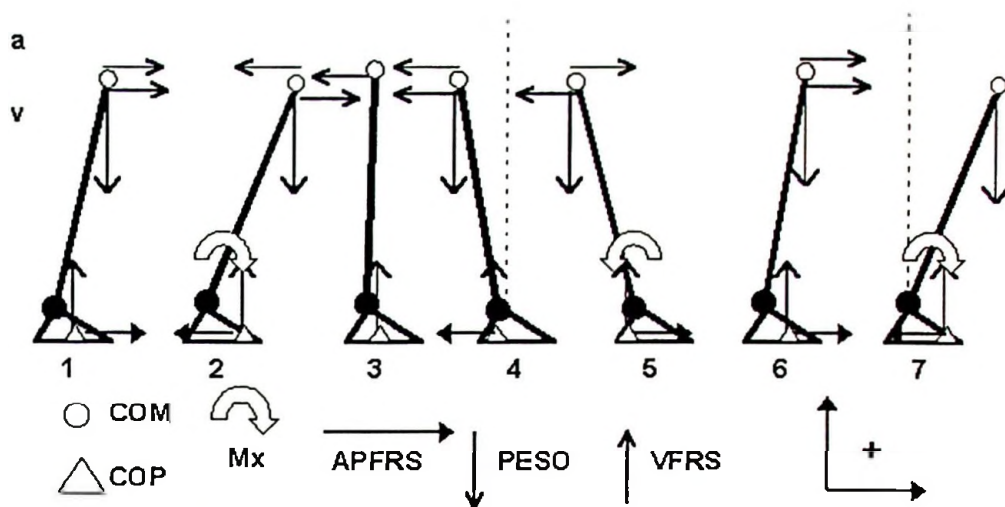


FIGURA 2 - Representação da relação entre COP e COM na postura ereta. As distâncias do COP e COM, o vetor peso (mg), o vetor força de reação do solo vertical (VFRS) e a força horizontal na direção AP (APFRS) aplicada no solo pelo sujeito e os vetores representativos para a velocidade (v) e a aceleração (a) angulares em seis instantes diferentes.

A necessidade de propor um método de estimação da posição do COM a partir do COP é defendida por ZATSIORSKY & KING (1998) porque é mais acurada que a mensuração do COM através da combinação da cinemetria e antropometria. O contra-argumento de WINTER (1995) é que os erros experimentais do COM são sistemáticos e podem alterar a magnitude dos sinais, mas não interfere na forma da trajetória temporal do COM. Se por um lado, como a estimação do COM através da combinação da cinemetria e antropometria apresenta problemas como a impossibilidade de obter uma acurada de mensuração da posição dos segmentos na ordem de pelo menos  $10^{-4}$  m e um modelo antropométrico que considere as mudanças inerciais do corpo quando se move; temos por outro lado, a necessária simplificação do corpo em pêndulo invertido simples para a estimação do COM a partir do COP, desconsiderando os mecanismos de transferência bilateral de peso, indicado por WINTER *et al.* (1996) como outra estratégia de equilíbrio.

Os componentes do COM em estudos de posturologia são os horizontais (nas direções AP e ML). Diferentes procedimentos têm sido propostos para o cálculo de COM e LG. Três diferentes procedimentos são encontrados na literatura: cinemático, cinético e filtragem (DUARTE & MOCHIZUKI, 2001).

No **procedimento cinemático**, as posições e COM locais dos segmentos corporais são conhecidas e COM é determinado (ENG & WINTER, 1993; HASAN, ROBIN, SZURKUS, ASHMED, PETERSON & SHIAVI, 1996; KOOZEKANANI & DUERK, 1985; MURRAY, SEIREG & SCHOLZ, 1967; RILEY, MANN & HODGE, 1990; SPAEPEN, PEERAER & WILLEMS, 1979; WINTER *et al.*, 1996). O método cinemático pode ser reduzido a monitorar o movimento de apenas uma marca no corpo, assumindo que o movimento desta marca representa COM. Tipicamente, esta marca é posicionada sobre a coluna vertebral e próxima ao quadril (GARD & CHILDRESS, 1999; MURRAY, SEIREG & SEPIC, 1975; SHIMBA, 1984). Os erros do método cinemático têm relação com a determinação dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (modelos antropométricos têm grandes erros de medição associados) e o erro associado ao processo de reconstrução da posição de cada parte do corpo monitorado através da cinemetria. Para a minimização do erro, essencialmente sistemático, a análise desconsidera este erro, restrições externas (como a média do sinal da LG deve coincidir com a média do COP) ou LG estimada pelo método cinético e usada para aumentar a acurácia da LG pelo método cinemático.

O **procedimento cinético** se baseia na mecânica clássica e COM pode ser encontrado por dois diferentes modos. Em um modo, a força horizontal é dividida pela massa para obtenção da aceleração horizontal e, em seguida, integrada duas vezes para obter LG (CROWE, SCHIERECK, BOER & KEESSEN, 1993; ENG & WINTER, 1993; KINGMA, TOUSSAINT, COMMISSARIS, HOOZEMANS & OBER, 1995; LEVIN & MIZRAHI, 1996; SHIMBA, 1984; SPAEPEN, VRANKEN & WILLEMS, 1977; ZATSIORSKY & DUARTE, 2000; ZATSIORSKY & KING, 1998;). E no outro modo, COM pode ser medido (ZATSIORSKY & KING, 1998; SHIMBA, 1984) porque a derivada temporal do momento angular de COM é igual ao torque total do sistema. O problema é calcular as constantes de integração posição e velocidade inicial do corpo. Se estas constantes não são determinadas, é considerado apenas o deslocamento líquido de COM que apresenta uma velocidade média nula (ENG & WINTER, 1993).

Outra variante metodológica é considerar que as posições horizontais do COP e do COM coincidem quando a força horizontal resultante agindo sobre o corpo é zero. As posições do COP nestes instantes (que são conhecidas) podem ser usadas para determinar as constantes de integração (ZATSIORSKY & KING, 1998). Deste modo, o COM é calculado para o intervalo entre dois instantes consecutivos de força nula. Zatsiorsky e King usam o primeiro valor da posição do COP (como a posição inicial do COM) para determinar o COM. Como são necessárias duas constantes, a outra constante (a velocidade inicial do COM) é determinada por iteração numérica para garantir que a posição final do COM coincide com a próxima posição do COP no instante de força nula. Os instantes de força nula são determinados por aproximação definindo-se um valor de limiar abaixo do qual a força horizontal é considerada nula. Os métodos de iteração e limiar não são acurados nem eficientes e podem ser dependentes de parâmetros artificiais como o valor de limiar, frequência de amostragem e o passo da iteração.

ZATSIORSKY & DUARTE (2000) desenvolvem uma variante do método de dupla integração entre os instantes de força nula, no qual as constantes de integração são determinadas analiticamente a partir do COP e dos instantes de força nula (que são determinados por interpolação). A posição horizontal do corpo. A linha de gravidade pode ser determinada por integração dupla.

Este método pode ser aplicado para cada dois instantes consecutivos de força nula ou para a série temporal. Neste caso, somente as posições do COP quando a força é nula são usadas para achar as duas constantes de integração. A vantagem de integrar a força para cada dois instantes consecutivos de força nula é que erros da integração numérica não são propagados para o resto dos dados e é um método robusto para calcular COM a partir do COP. Caracteristicamente, na postura ereta parada de curta duração as oscilações do APCOP e MLCOP têm relações conhecidas. A oscilação média do APCOP expressa pelo seu valor médio de desvio padrão, é aproximadamente o dobro da oscilação média do MLCOP.

**O procedimento de filtragem** baseia-se na semelhança de COP e COM em baixas frequências de oscilação. Assim, um filtro passa-baixa é aplicado

em COP (CARON, FAURE & BRENIERE, 1997). Este método é simples e rápido. Baseia-se no fato que COM apresenta freqüências menores que COP, o qual oscila em torno de COM. Contudo, no processo de filtragem eliminam-se elementos sensíveis a mudanças que possam afetar COP e não COM.

Além de determinar o COM a partir do COP, pode-se decompor COP e estudar seus componentes e sua função no controle postural. Esta idéia é proposta por GURFINKEL *et al.* (1995). Gurfinkel e colaboradores sugerem que os sistemas conservativo e operativo indicam respectivamente o sistema de referência da postura e o sistema de correção postural. Baseado neste conceito, ZATSIORSKY & DUARTE (1999) descrevem COP em dois componentes: um componente relacionado à dinâmica do COM, *Rambling*, e outro componente relacionado às forças inerciais do sistema, *Trembling*. Quando o componente horizontal da força de reação do solo é nulo, presumindo-se que as forças inerciais estão momentaneamente anuladas, COP e a projeção do COM na base de suporte tem mesmo valor. A série temporal do COP é interpolada e origina a trajetória do *Rambling*. O *Rambling* revela o movimento de um ponto de referência móvel (um ponto atrator) com respeito ao qual o equilíbrio do corpo é mantido instantaneamente. A diferença entre COP e o *Rambling* resulta em outra série temporal, que é denominada de *Trembling*. O *Trembling* reflete a oscilação do corpo em torno da trajetória do ponto de referência. Valores instantâneos da trajetória *Trembling* são negativamente correlacionados com os valores da força de reação do solo horizontal em fase (DUARTE & ZATSIORSKY, 1999).

O controle dinâmico da postura realiza as antecipações e correções necessárias para garantir os fundamentos da postura (estabilidade da postura, equilíbrio do corpo e suporte do peso corporal) quando uma instabilidade postural é imposta. Uma abordagem experimental para este tema é introduzir uma instabilidade conhecida em uma postura e observar o comportamento do sistema. Por meio desta aplicação podemos observar distinções entre padrões de resposta porque as instabilidades demarcam padrões de comportamento (KELSO, DING & SCHÖNER, 1993) que permitem identificar a dimensão que um padrão ocorre.

KELSO *et al.* (1993) consideram que a instabilidade auxilia a busca pelas equações de movimento do sistema porque ajuda a mapear os padrões das variáveis e auxilia avaliar as previsões sobre os padrões dinâmicos de comportamento em regiões críticas de estabilidade.

## 2.4 Adaptação dos ajustes posturais

Duas abordagens no comportamento motor expressam a influência da experiência na aquisição de uma habilidade. Por um lado, alguns autores defendem que a aquisição de uma habilidade motora é apenas afetada por experiências motoras específicas. Enquanto outros autores mostram que as experiências motoras podem influenciar genericamente as habilidades motoras. Estas discussões podem ser ampliadas para o controle postural. Os mecanismos relacionados ao desenvolvimento dos ajustes posturais provavelmente dependem da experiência anterior. NASHNER & McCOLLUM (1985) sugerem que o efeito da repetição no ajuste postural é o ajuste fino da atividade muscular.

Entretanto, HADDERS-ALDRA, BROGREN & FORSSBERG (1996), PERRIN *et al.* (1998) e SVEISTRUP & WOOLLACOTT (1997) questionam se o treinamento modifica o desenvolvimento das respostas posturais. Esta possibilidade já havia sido anunciada por BELEN'KII *et al.* (1967). Em particular, os efeitos da transferência das habilidades posturais não estão bem explicados. É importante notar que HANSEN, WOOLLACOTT & DEBU (1988) não encontram diferenças entre os ajustes posturais gerados por diferentes condições de tarefa motora ou mesmo encontram progressivas alterações nos ajustes em uma seqüência de três a cinco repetições. Estes autores sugerem que a modificação no ajuste postural a uma nova perturbação ocorre logo na primeira tentativa da tarefa motora.

A modulação do APA pode ocorrer pelo movimento seguinte (GÉLAT & BRENIÈRE, 2000). A habituação às perturbações repetidas ocorre independente das conseqüências potenciais da instabilidade (BROWN & FRANK, 1997). Esta habituação ocorre no estudo de BROWN & FRANK (1997) quando a medida que



repete-se as perturbações aplicadas na postura ereta, a amplitude do COP se aproxima mais do limite da base de suporte, no entanto, sem causar maior instabilidade postural. Quando o intervalo entre repetidas perturbações é pequeno, a ação do ajuste postural é prejudicada (CHONG, HORAK & WOOLLACOTT, 1999). A existência do período refratário para APA reduz sua eficiência em tarefa com repetição de perturbações porque sua ineficiência causa o acúmulo do efeito das perturbações (CHONG *et al.*, 1999). DO & YIOU (1999) consideram que a performance do movimento focal em tarefas de precisão pode reduzir se o movimento focal ocorrer no período refratário do APA. Estes resultados indicam que APA pode influenciar uma seqüência de movimentos e não apenas o movimento focal.

O APA auxilia o deslocamento do corpo (STAPLEY, POZZO & GRISHIN, 1998). No salto vertical, observa-se deslocamento para trás do COP escalonado com a altura do salto realizado (LÊ PELLECC & MATON, 1999), de forma que APA pode ser usado pelo sistema nervoso para se antecipar a uma seqüência de movimentos. De fato, em uma seqüência de saltos verticais, APA se escalona com a seqüência total dos saltos (LE PELLECC & MATON, 2000).

Além da repetição da tarefa, as experiências motoras podem afetar o rendimento do ajuste postural. A ginástica olímpica e a dança são duas atividades que continuamente requerem uma boa habilidade para controlar o equilíbrio. MOUCHNINO, AURENTY, MASSION & PEDOTTI (1992) mostram que dançarinos têm uma estratégia para o controle postural diferenciada de pessoas sem experiência em tarefas com grande demanda para o controle do equilíbrio. Os autores refletem sobre a incapacidade dos inexperientes em gerar uma resposta semelhante aos dançarinos e sugerem que a coordenação apresentada pelos dançarinos é resultado do treinamento de dança, auxiliando a elaboração de um diferente programa motor para resolver o problema de perturbação postural imposto pela tarefa motora do experimento. Em relação às mudanças que ocorrem nos ajustes posturais por causa de repetição da tarefa motora, HORAK (1996) indica como resultados da redução da magnitude da atividade muscular, ou mesmo a redução da atividade de alguns músculos associados ao ajuste ou outros músculos são ativa-

dos na busca de uma resposta mais ou menos vigorosa. Entretanto, não é percebida a mudança da latência dos músculos. Outra observação é que o tempo para atingir uma posição estável reduz (HORAK, 1996). E o pico de deslocamento do COP é menor com a progressão das tentativas (MAKI & WHITELAW, 1993).

RIACH & HAYES (1987) apresentam a existência de uma oscilação decrescente do COM em crianças com idades de 2 a 14 anos. Esta oscilação também é significativamente correlacionada com o peso corporal e estatura. Os autores argumentam que a oscilação do COM diminui através das idades porque crianças jovens não tiram proveito da fixação visual em um objeto estacionário como as crianças mais velhas que usam esta informação para reduzir oscilação do COM. GOLOMER, DUPUI & MONOD (1997) investigam os efeitos da maturação na oscilação postural em indivíduos do sexo feminino que estão na pré-puberdade e pós-puberdade e que treinam ginástica olímpica ou dança. Os autores encontram espectros de frequência do estabilograma diferentes de acordo com a faixa etária e a atividade física. As frequências com maiores amplitudes mudam, em relação à faixa etária, apontando para o possível efeito da maturação na oscilação postural característica. LEDEBT, BRIL & BRENIÈRE (1998) sugerem que o aumento da idade favorece o desenvolvimento dos ajustes posturais. Por outro lado, DEBU & WOOLLACOTT (1988) não acham algum efeito significativo da idade em respostas posturais. SCHIMITZ, MATRIN & ASSAIANTE (1999) indicam que o ajuste postural antecipatório em crianças novas (até dois anos) é diferente do padrão em adultos para tarefas de locomoção. Em especial, crianças desta idade apresentam intravariabilidade aumentada.

HAY & REDON (1999), observando as respostas posturais em crianças de quatro até nove anos, mostram que antecipação no controle postural aumenta com a idade; entretanto, este aumento não é monotônico e é acompanhado pelo aumento da consistência no padrão cinemático das respostas posturais.

MOUCHNINO *et al.* (1992) estudam a coordenação entre o controle do equilíbrio e a orientação da cabeça e tronco durante o movimento lateral da coxa. Eles observam que a seqüência elaborada de coordenação elaborada por causa da

execução da tarefa apresenta uma fase balística, quando surge um impulso no apoio da coxa a ser elevada. Em seguida, há um componente de ajuste do COM para colocá-lo na posição final, a fase de estabilização. Participam deste estudo pessoas sem experiência com dança e dançarinos. Duas diferenças foram observadas por causa de amostra experimental: a posição final do COM é próxima à posição do COM no fim da fase balística do ajuste para os dançarinos, diferente dos inexperientes, que tiveram componente de ajuste bem mais longo. A segunda diferença é em relação à posição onde ocorreu o ajuste: nos dançarinos ela ocorreu na direção da base de suporte, provavelmente porque os dançarinos têm uma representação interna dos limites de equilíbrio na base de suporte mais acurada. Em relação a nomeação dessas fases do ajuste postural, MOUCHNINO, CINCERA, FABRE, ASSAIANTE, AMBLARD, PEDOTTI & MASSION (1996) sugerem que a fase balística na verdade é uma fase de transição de apoios. É durante esta fase que ocorre a transferência do COM para o apoio restante após a elevação da coxa e precede a fase de apoio unipodal, na qual acontece a transferência de peso para a realização do movimento focal. A segunda fase, a fase de estabilização, não depende das condições gravitacionais e é estereotipada.

A transição da fase de duplo apoio, que coincidentemente ocorre na fase de transferência, para a fase de apoio unipodal durante a elevação da coxa depende da velocidade do movimento focal (ROGERS & PAI, 1990). O nível de velocidade do movimento focal reflete-se na seleção das estratégias utilizadas no ajuste postural. Esta escolha está associada às necessidades mecânicas para transpassar a inércia existente na transição da postura bipodal para unipodal.

SVEISTRUP & WOOLLACOTT (1997) examinam os efeitos da experiência com respostas automáticas da postura. Dois grupos de crianças (treinadas e não-treinadas) são testados em uma tarefa de sentar e se equilibrar com um apoio seguido de um movimento para frente ou para trás da superfície de apoio. Seus resultados indicam que o desenvolvimento de parâmetros seletivos das respostas posturais automáticas (ativação funcional e numérica apropriada de músculos posturais) é afetada pela experiência.

WOOLLACOTT *et al.* (1988) examinam os ajustes posturais, durante oscilações da base de suporte, inferindo o efeito da repetição da perturbação nos ajustes. Eles observam diminuição da amplitude e redução da latência dos músculos antagonistas em uma seqüência de 16 tentativas e encontram menor aceleração na cabeça e menores deslocamentos da cabeça e ombro nas últimas tentativas.

Para uma condição inicial conhecida, a sinergia e a estratégia postural é invariante (MASSION & WOOLLACOTT, 1996). Quando as condições iniciais são modificadas pela alteração das restrições externas ocorrem mudanças nas sinergias para garantir a mesma estratégia postural (MacPHERSON, 1991).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os instrumentos usados em todos os experimentos desta Tese, as grandezas e os parâmetros utilizados para análise. Descrevemos os métodos usados no tratamento e análise de dados. O sumário do QUADRO 1 mostra os experimentos realizados nesta Tese, enfatizando seus objetivos. Para auxiliar a compreensão metodológica, incluímos os equipamentos utilizados e as variáveis obtidas. Complementando este quadro, a FIGURA 3 contém o desenho experimental em que se baseia esta Tese de Doutorado.

**QUADRO 1 - Sumário com a relação de experimentos desta Tese, os objetivos principais de cada Experimento, os equipamentos utilizados, as variáveis obtidas e os parâmetros calculados.**

ÁREA	EXPERIMENTO	ESTUDO	AMOSTRA	OBJETIVO	APARATO	VARIÁVEL
Posturografia estática	01: Controle da postura ereta	01.1: Controle da postura unipodal	7 crianças	Descrição do COP em posturas unipodais	Plataforma de força Kistler 9245	COP
		01.2: Controle da postura bipodal	11 adultos	Descrição do COP em diferentes posições dos apoios na postura bipodal		
Posturografia dinâmica	02: Ajuste postural	02.1: Ajuste postural para elevação frontal da coxa	13 adultos e 2 crianças	Descrição do APA para a elevação frontal da coxa	Plataforma de força AMTI OR6-7	COP, VFRS
		02.2: Ajuste postural para a elevação lateral da coxa		Descrição do APA para a elevação lateral da coxa		
		02.3: Efeito do movimento focal no ajuste postural		Análise do efeito do movimento focal no APA		
Aplicação	03: Efeito do treinamento em ginástica olímpica no controle postural	03.1: Ajuste postural em crianças	43 crianças	Descrição do APA para elevação frontal da coxa em crianças	Plataforma de força Kistler 9287-A Eletromiógrafo	COP, M, EMG, FRS
		03.2: Efeito de parâmetros no agrupamento do ajuste postural		Análise do efeito do treinamento em ginástica olímpica no APA e APC		
		03.3: Efeitos da aprendizagem, restrição sensorial e sequência de movimentos		Análise do efeito da aprendizagem, da restrição sensorial e da sequência de movimentos no APA e APC		

Salientamos que os experimentos não são conduzidos com os mesmos equipamentos. Isto é devido à disponibilidade de equipamentos no instante de realização de cada coleta experimental. Entretanto, ações são realizadas para minimizar possíveis erros metodológicos: a) calibração dos sistemas de medição para maximização da informação útil e redução do erro experimental; b) não comparação estatística de resultados oriundos de diferentes sistemas de medição e c) o próprio método selecionado para tratamento de dados coletados.

A determinação do COM através do modelo antropométrico foi descartada após revisão metodológica.

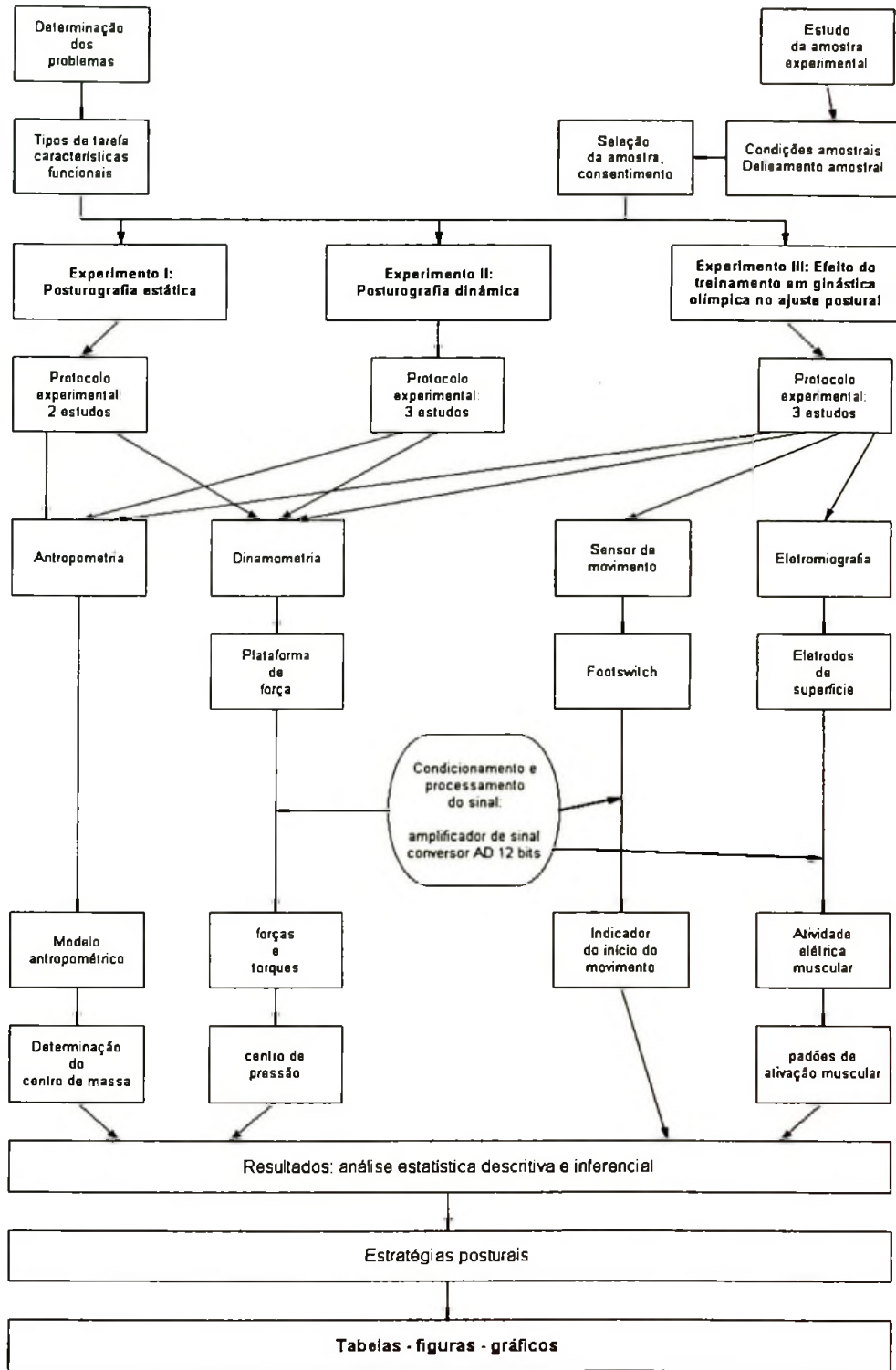


FIGURA 3 - Diagrama da montagem experimental que identifica o tipo de experimento, os métodos biomecânicos e as variáveis utilizadas para a obtenção de informações sobre os ajustes posturais.

### 3.1 Sistema de medição - dinamometria

A dinamometria é o conjunto de métodos experimentais para medir os parâmetros dinâmicos do movimento. A dinâmica é um ramo da física dedicada ao estudo das causas físicas (força e energia) de um movimento. Em Biomecânica, compreendemos a relação destas entre as causas físicas e o movimento do corpo humano. As forças aplicadas no corpo humano são divididas em internas e externas. As forças internas são exercidas pelos elementos do sistema sobre outros elementos do mesmo sistema (HALLIDAY, RESNICK & WALKER, 1993). No corpo humano, as forças internas surgem na interação das estruturas biológicas internas do corpo humano. As forças musculares e articulares, nos tendões e ligamentos são exemplos de forças internas. As forças externas resultam da interação do corpo humano com outros corpos, como exemplo, a força de reação do solo e a força de gravidade. A força de reação do solo (FRS) é comumente medida por meio de uma plataforma de força.

A plataforma de força é o principal instrumento de medição nos experimentos desta Tese. Uma plataforma de força é constituída por uma placa de metal ou outro material pouquíssimo deformável (FIGURA 4D) e sensores de carga que mensuram a força aplicada na superfície de apoio da plataforma. Através do conhecimento das forças e momentos de força aplicados em cada sensor, estima-se o ponto de aplicação da força, o centro de pressão. As plataformas de força diferenciam-se pelo tipo de sensor (resistivos, indutivos, capacitivos e piezelétricos - PEURA & WEBSTER, 1992) e sua disposição geométrica sob a placa. Utilizamos três tipos de plataformas de força descritos a seguir.

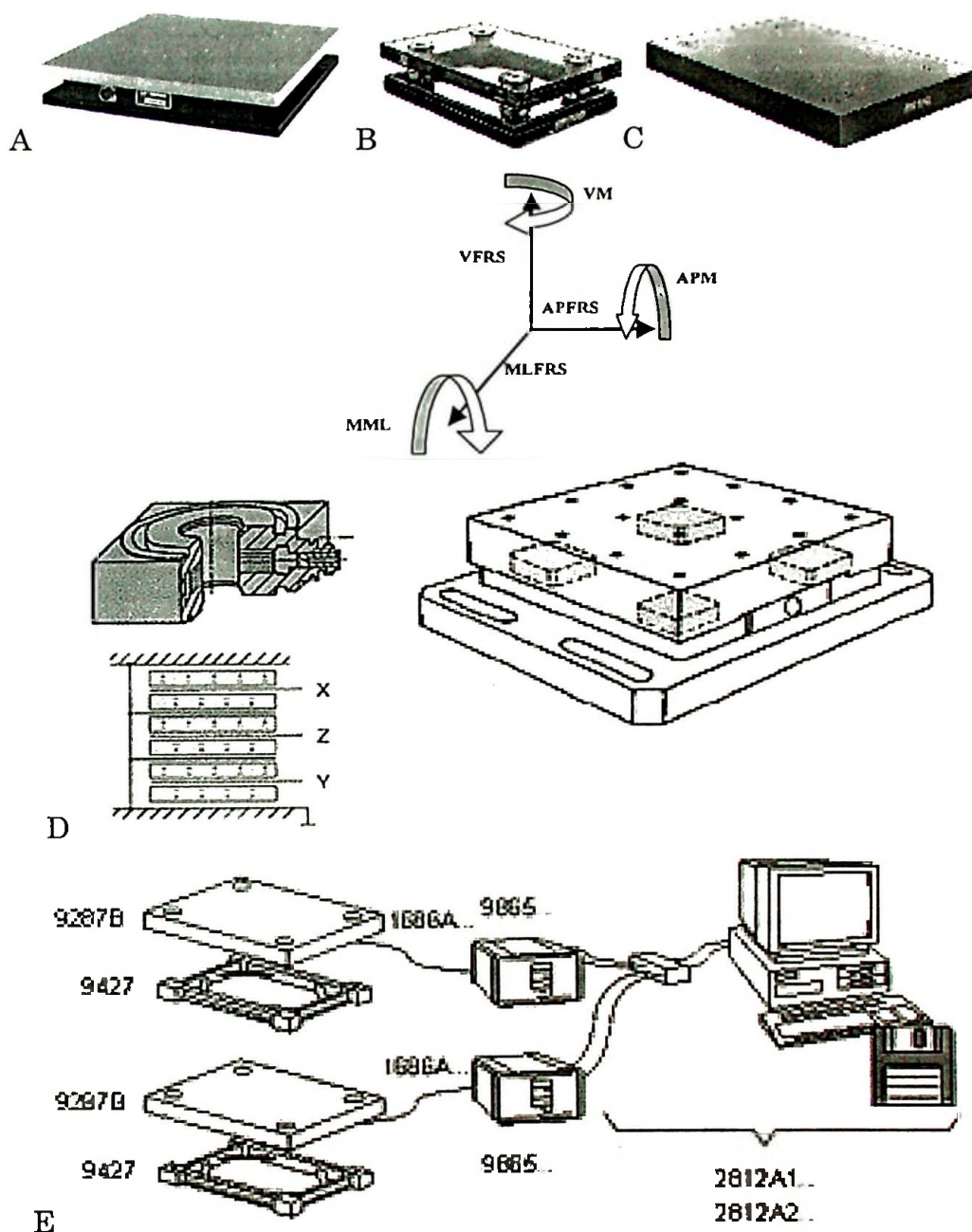


FIGURA 4 - A) Ilustração de uma plataforma de força AMTI modelo OR6-7, B) ilustração de uma plataforma de força Kistler modelo 9245, e C) ilustração de uma plataforma de força Kistler modelo 9287. D) Ilustração de uma plataforma de força e seus componentes de medição. No lado esquerdo está um sensor de força, com eixos de orientação (parte superior) e como estão posicionados os elementos piezoelétricos medidores de força. No lado direito, podemos observar uma plataforma de força com quatro sensores de força (em cinza) distribuídos em cada um dos cantos do instrumento. VFRS é o componente vertical da FRS com seu respectivo momento de força  $M_z$ , MLFRS é o componente horizontal da FRS na direção médio lateral e seu momento de força  $M_x$  e APFRS é o componente horizontal da FRS na direção ântero-posterior com e seu momento de força  $M_y$ . E) Diagrama do sistema de aquisição de dinamometria, com plataformas de força, amplificador de sinais e estação de trabalho para coleta, controle e armazenamento de dados.



O Experimento 01 é realizado com duas plataformas de força Kistler modelo 9245 (FIGURA 4B). As plataformas de força (60 cm de comprimento e 40 cm de largura) estão lado a lado e fixas no solo como as plataformas de força AMTI. Os sensores de força dessas plataformas são piezelétricos. A distância entre os centros da plataforma é 72,5 cm e as bordas mais próximas estão afastadas 12,5 cm. O sinal de VFRS tem uma relação de amplificação de 5kV/pC e as componentes horizontais de 10kV/pC, para fornecer a correta combinação de amplificação para a melhor definição do sinal do COP. Após a amplificação do sinal bruto, os sinais elétricos são convertidos em sinais digitais em um conversor AD de 12 bits. Esta operação é gerenciada por um software (Bioware 2.0 for DOS) instalado em um PC Pentium MMX 100 MHz.

Duas plataformas de força produzidas pela AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc) modelo OR6-7 (FIGURA 4A) dispostas lado a lado por uma distância de 0,493 cm entre os centros geométricos de cada plataforma são utilizados no Experimento 02. Cada plataforma tem 50,8 cm de comprimento e 46,4 cm de largura. Tais plataformas de força têm seus sensores baseados em células de carga do tipo *strain gauges*, localizadas em cada uma de suas extremidades, permitindo a medição simultânea das três componentes ortogonais de força e três componentes do momento de força nos eixos x, y e z. Os sensores de carga estão em um circuito do tipo ponte de *Wheatstone* e suportam 10 kN na direção vertical e 4 kN na horizontal. O ganho do sinal de FRS é de 2k vezes para o componente vertical e 4k vezes para as componentes horizontais. Cada plataforma está fixa sobre uma base metálica colada no piso com uma resina (SIKADUR 21) para a minimização de possíveis vibrações no local onde está fixada. Os sinais de ambas plataformas convergem para um mesmo conversor analógico/digital (AD) de 12 bits. O gerenciamento dos parâmetros de aquisição e armazenamento de dados é realizado com software Motus 4.3 (Peak Performance).

A plataforma de força utilizada no Experimento 03 é a Kistler modelo 9287 A (FIGURA 4C), com superfície de medição de 60,0 x 90,0 cm. Esta plataforma também tem sensores piezoelétricos. O sinal de força do componente verti-

cal tem uma relação de amplificação de  $5\text{kpC/V}$  e as componentes horizontais de  $10\text{kpC/V}$ , para fornecer a correta combinação de amplificação para a melhor definição do sinal do COP. Após a amplificação do sinal bruto, os sinais elétricos são convertidos em sinais digitais em um conversor AD de 12 bits. Toda a operação é gerenciada por um software produzido pelo próprio fabricante da plataforma de força (Bioware 2.0 for DOS) instalado em um PC 486 66 MHz.

### 3.2 Sistema de medição - Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) agrupa procedimentos de medição da atividade elétrica muscular. Ela requer um sistema de coleta de sinais elétricos, com eletrodos do tipo agulha, fio ou de superfície, e o eletromiograma resulta da coleta. Os sinais coletados pela EMG são influenciados por muitas variáveis e têm interpretação complexa, mas, fornece indicadores para habilidades motoras, o nível de atividade da contração muscular, período de atividade muscular e sinergias envolvidas no movimento. Após tratar o EMG (filtrar, retificar e filtrar novamente, determinando o envoltório linear do sinal e relativá-lo, FIGURA 5) outras operações são realizadas com o sinal: o cálculo do RMS e valor integrado (iEMG).

São utilizados eletrodos de superfície, ativos, bipolares e diferenciais (Delsys Inc.) compostos por duas barras paralelas de prata pura, cada uma com um cm de comprimento, um mm de largura e distanciadas um cm entre si. Estes eletrodos estão acoplados em um molde de poliuretano de 20 mm de largura, por 33 mm de comprimento e 5 mm de espessura, ligado a um cabo de 1 m de comprimento. O sinal é pré-amplificado no eletrodo 10x e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB, descrito na literatura como mínimo aceito para a eletromiografia de superfície (WINTER, 1979). Antes de passar pelo conversor analógico/digital de 12 bits, o sinal analógico é novamente amplificado (100x), desta vez não no próprio eletrodo, mas em um amplificador conectado ao eletrodo com um cabo de 150 cm. Portanto, temos um ganho final de 1k vezes no sinal EMG original. O sistema todo tem o nome comercial de Bagnoli system - 8 (FIGURA 6).

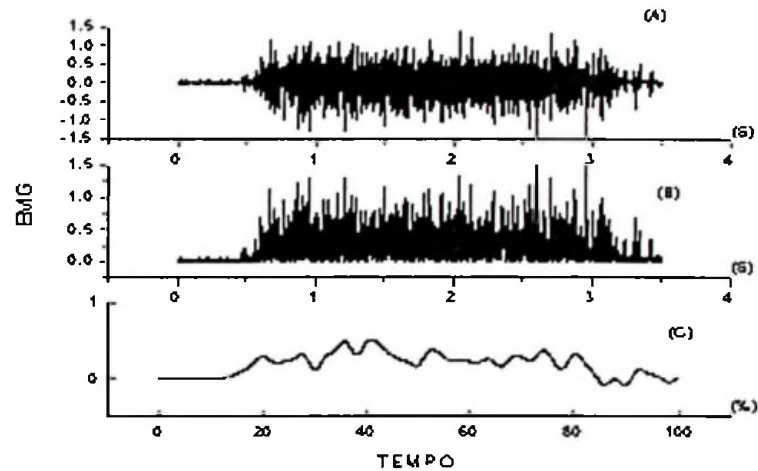


FIGURA 5 - Gráficos ilustrativos de 3 etapas de processamento do sinal EMG. (A) mostra o sinal original, (B) o mesmo sinal retificado e (C) a utilização de um filtro passa-baixa, que provoca um alisamento da curva (adaptado de ARAÚJO, 1998).

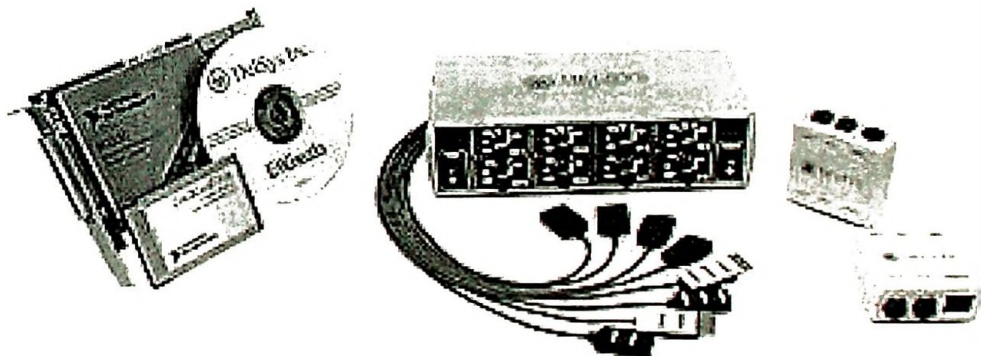


FIGURA 6 - Eletromiógrafo de oito canais Bagnoli system-8 (Delsys, Inc).

### 3.3 As grandezas selecionadas para o estudo

O referencial de orientação global adotado é o cartesiano,  $z$  é o eixo vertical, perpendicular ao solo e paralelo a direção da força gravitacional;  $x$  é o eixo horizontal no plano ântero-posterior principal e  $y$  é o eixo horizontal no plano médio-lateral principal (FIGURA 7). As direções de movimento analisadas são ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML).

As grandezas mensuradas através da dinamometria são:

- força de reação do solo (FRS) – reação originada do apoio sobre a plataforma de

- força. Convencionalmente, esta força é decomposta em três componentes ortogonais: vertical (VFRS) e normal ao piso e horizontais orientados na direção médio-lateral (MLFRS) e ântero-posterior (APFRS);
- momento de força (M) – reação do momento de força originado pelo apoio sobre a plataforma de força. Convencionalmente, este torque é decomposto em três componentes ortogonais: vertical (Mz) e horizontais orientados na direção médio-lateral (My) e ântero-posterior (Mx);
  - centro de pressão (COP) – ponto de aplicação da FRS e dos momentos de força. Representado por dois componentes ortogonais no plano horizontal da plataforma de força: ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP).

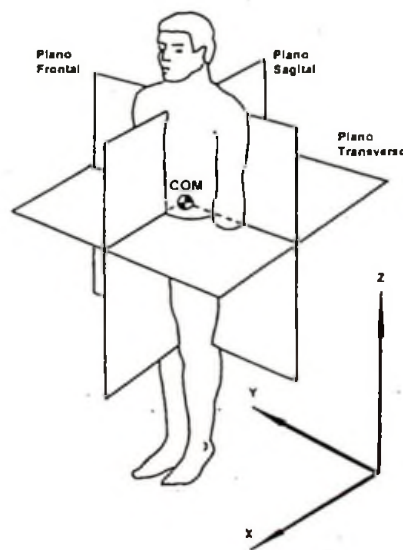


FIGURA 7 - Sistema de coordenadas adotado, em relação aos planos anatômicos, em relação à posição do centro de massa (COM) na postura ereta.

A partir dos sinais da plataforma de força, o centro de pressão (COP) é calculado de acordo com a equação abaixo:

$$COP_A = \frac{M_A}{VFRS}$$

Onde A indica a direção ântero-posterior (AP) ou médio-lateral (ML).

A grandeza mensurada através da eletromiografia é:

- atividade eletromiográfica (EMG<sub>m</sub>) – Curva representando o sinal elétrico reti-

ficado resultante da diferença de potencial elétrico originado pela ativação muscular mensurado com eletrodos bipolares diferenciais de superfície ao longo do tempo. O índice subscrito  $m$  indica qual é o músculo selecionado;

Os parâmetros gerais obtidos a partir das grandezas mensuradas são:

- variabilidade – a variabilidade é representada pelo valor RMS do sinal, durante a correspondente janela temporal selecionada. Para representar este parâmetro, o índice RMS é adicionado à sigla da variável;
- intensidade – a intensidade da variável é representada pelo valor da integral temporal do sinal, durante a correspondente janela temporal selecionada. Para representar este parâmetro, o índice  $i$  é adicionado à sigla da variável;
- amplitude – a amplitude da variável é o valor da amplitude da onda do sinal, durante a correspondente janela temporal selecionada. Para representar este parâmetro, o índice  $A$  é adicionado à sigla da variável;
- desvio – o desvio da variável é a diferença entre o valor final e inicial, durante a correspondente janela temporal selecionada. Para representar este parâmetro, o índice  $dev$  é adicionado à sigla da variável.

### 3.4 Processamento e tratamento estatístico dos resultados

Os sinais provenientes das plataformas de força e eletromiografia são amplificados e digitalizados para garantir a qualidade de leitura e interpretação dos dados. Utilizamos as taxas de amplificação que garantiram a melhor resolução por bits do sinal sem amplificar os ruídos do sinal bruto.

As etapas do processamento do sinal bruto seguem a seguinte ordem:

1. pré-filtragem com filtro Butterworth passa-baixa de 2ª ordem recursivo com metade da frequência de amostragem e passa-alta de pelo menos duas vezes maior que a menor frequência do sinal observada no intervalo de amostragem;
2. remoção do offset do sinal bruto - remoção média do sinal (COP, EMG e Momentos de força) ou do valor basal do sinal (Forças);
3. retificação do sinal (EMG);

4. reamostragem do sinal na metade da frequência de aquisição;
5. filtragem com filtro Butterworth passa-baixa de 2ª ordem recursivo.

Após o processamento do sinal, é selecionada a janela temporal para análise com inspeção visual baseada nos critérios definidos para cada experimento. A janela temporal do sinal é separada para a análise. Os parâmetros selecionados estão representados por média, desvio padrão e erro padrão.

Os resultados experimentais têm distribuição normal e homogeneidade da variância. Para comparação de médias dos parâmetros, usamos a análise de variância (ANOVA e MANOVA) em diferentes desenhos de análise por causa destes fatores e níveis de cada parâmetro com análise de Post-hoc para identificar as possíveis diferenças entre fatores. A análise de Post-hoc é através do teste de Sheffé, teste T de Student com correção de Bonferroni e no teste de contraste. Em relação aos níveis de significância, o primeiro nível de significância estatístico que adotamos é  $p < 0,05$ , representado por um asterisco \* ao lado do resultado; o segundo nível de significância é para  $p < 0,01$ , representado por dois asteriscos \*\* ao lado do resultado e o último nível de significância é  $p < 0,001$ , representado por três asteriscos \*\*\* ao lado do resultado.

O valor do coeficiente de variação (CV) indica a variação dos  $n$  resultados em torno do valor médio obtido e é determinado a partir de:

$$CV = \frac{SD}{\bar{x}} \times 100$$

SD é o desvio padrão de  $x$ . Se utilizamos o valor do erro padrão ao invés do desvio padrão, consideramos a variação dos resultados em torno da média populacional verdadeira da medida. Assim, o valor do coeficiente de variação reduzido  $CV_{red}$

$$CV_{red} = \frac{erro}{\bar{x}} \times 100 = \frac{CV}{n-1}.$$

A comparação entre as janelas temporais também é realizada pela comparação da série temporal de toda a janela. Esta comparação é feita por correlação cruzada - *cross correlation* - (IFEACHOR & JERVIS, 1993; WINTER *et al.*, 1996) para verificar similaridades nas mudanças de padrão entre as curvas (EMG e COP). Estabelecemos dois níveis de correlação: curvas com comportamentos cor-

relacionados para R entre 0,7 e 0,9 e altamente correlacionados para  $R > 0,9$ .

A análise de aglomerados – *cluster analysis* - é utilizada para analisar como os parâmetros se organizam por causa dos fatores do estudo. Consideramos os seguintes fatores: idade, estatura, peso corporal, tempo de treinamento em ginástica olímpica e nível de performance em ginástica olímpica. A análise de aglomerados utiliza o parâmetro distância euclidiana para elaborar os dendrogramas para seleção dos agrupamentos.

A análise de componentes principais – *principal component analysis* - é utilizada para redução do número de variáveis analisadas, tornar as variáveis linearmente independentes e para determinar quanto cada componente principal contribui para a variância total do conjunto das variáveis analisadas.

Para todos os procedimentos de análise e processamento de dados, elaboramos diferentes rotinas no Matlab 5.3 e 6.0. A análise de estatística inferencial é realizada através dos softwares Statistica 5.1 e Matlab 6.0. Os gráficos foram elaborados no Origin 6.0.

### 3.5 Limitações e delimitações do estudo

Em relação ao escopo do presente estudo, descrevemos, a seguir, algumas restrições que devem ser consideradas como limitações experimentais. O controle metodológico das variáveis mensuradas é delineado de forma a garantir a minimização dos erros experimentais que podem estar associados a diferentes variáveis intervenientes, como:

- faixas etárias analisadas (infância e adultos de 20 a 35 anos);
- aplica-se a apenas uma modalidade esportiva (ginástica olímpica) sem se referir um específico método de treinamento.
- influência da fadiga no controle postural não é um assunto abordado;
- este estudo se restringe a uma amostra segmentada e reduzida de indivíduos;
- as medições experimentais são conduzidas em ambiente de laboratório.

Outra limitação metodológica é a forma de análise dos resultados. Nos

limitamos a observar os efeitos das correlações lineares durante a análise dimensional. De forma alguma, pressupomos que a busca de variáveis independentes associadas ao controle postural e do movimento podem somente se basear em relações lineares. O uso de ferramentas de estatística não linear e de sistemas dinâmicos é um caminho a seguir, mas por hora não abordado. As únicas relações não-lineares que abordamos são regressões polinomiais entre as repetições da tarefa e parâmetros específicos, sem considerar no referencial teórico as estruturas que estejam atuando de forma não linear no controle postural. Apenas reportamos estes resultados.

#### 4 EXPERIMENTO 01: POSTUROGRAFIA ESTÁTICA – CONTROLE DA POSTURA ERETA

A relação dos valores de amplitude máxima do APCOP e MLCOP varia por causa de posição do apoio (anterior ou posterior) (MOCHIZUKI, DUARTE, ÁVILA; AMADIO, 2001). Estes resultados indicam que o apoio posterior apresenta maiores amplitudes na direção ML enquanto o apoio anterior apresenta maiores valores na direção AP. Contudo, observamos que tais resultados não são suficientes para elaborar que a posição dos apoios indica diferentes estratégias de regulação postural, visto que não verificamos o efeito da simetria bilateral no controle dos apoios. Este estudo (MOCHIZUKI *et al.*, 2001) nos leva indagações: WINTER (1995) mostra que ao mudar o posicionamento dos apoios, a contribuição de diferentes estratégias posturais na constituição do COP é alterada drasticamente. Seus resultados relacionados ao COP global indicam que as estratégias do tornozelo e do quadril são alteradas por causa de posicionamento dos apoios. Nada é mencionado sobre o comportamento do COP de cada apoio.

Apesar das distinções entre os tipos de posturografia, é bastante comum iniciar os estudos sobre o controle postural na posturografia estática. A posturografia estática indica um retrato do balanço postural e é alvo do primeiro Experi-



mento desta Tese. Apesar de tradicional, o controle da postura parada<sup>1</sup> é ainda bastante investigado. Os estudos da posturografia estática indicam o papel dos sistemas sensoriais na regulação do balanço postural, indicam as diferenças contidas no balanço postural por causa da idade e doenças, auxiliam o planejamento metodológico de experimentos e descrevem as estratégias posturais, como é mencionado na Revisão de Literatura.

Considerando o balanço postural e o primeiro tipo de abordagem, construímos o primeiro problema conceitual desta Tese. O primeiro problema conceitual concerne à forma que COP é controlado. Este problema está baseado no seguinte questionamento: quais são e como podem ser influenciadas as estratégias descritas pelo COP?

Para responder esta questão o objetivo do experimento 01 é descrever e analisar o efeito da posição dos apoios na postura ereta em duas situações: a postura unipodal e bipodal.

#### 4.1 Protocolo experimental e de análise de resultados

Dois estudos são conduzidos separadamente para estudar a postura ereta: *estudo da postura unipodal e estudo do papel dos apoios na postura ereta*.

- estudo 01.1: Postura unipodal - é mensurado COP a partir de uma plataforma de força Kistler modelo 9245 com frequência de amostragem de 100 Hz.
- estudo 01.2: Papel dos apoios na postura ereta - é mensurado COP de cada apoio separadamente com duas plataformas de força Kistler 9245 com frequência de amostragem de 100 Hz.

As amostras do Estudo 01.1 e 01.2 (TABELA 2) são descritas a seguir:

- estudo 01.1: Postura unipodal - Participam sete indivíduos (seis meninas e um menino) voluntários e participantes de um programa de treinamento em ginástica olímpica, sem histórico de deficiência no aparelho locomotor associado ao

---

<sup>1</sup> Quiet standing é o termo em inglês correspondente à postura parada. Uma tradução literal não é funcional porque quieto tem diferentes significados em português. Por esta razão, chamamos de postura parada a postura na qual a pessoa permanece a mais estática possível.

controle do equilíbrio postural. A participação de cada criança é voluntária e seus pais ou responsáveis consentiram por meio de um termo de autorização a participação neste estudo e durante a coleta de dados houve o acompanhamento dos seus professores e técnicos. Este conjunto constitui o Grupo de Crianças Ginastas Avançadas 1 – GcGA1.

- estudo 01.2: Papel dos apoios na postura ereta - Participam 11 adultos voluntários (nove mulheres e dois homens), sedentários e sem comprometimento no aparelho locomotor. Este grupo é o Grupo de Adultos Não-Ginastas 1 – GaNG1.

TABELA 1 - Descrição da amostra experimental do Estudo 1.01 - GcGA1 e Estudo 1.02 - GaNG1.

Parâmetro	GcGA1 (n=7)	GaNG1 (n=11)
Idade (ano)	11,3± 2,3	21,0± 2,0
Massa (kg)	34,1± 17,3	54,4± 14,4
Estatura (cm)	148,8± 7,0	1± 0
Frequência de treinamento (hora/semana)	8± 2	-
Tempo de Treinamento (ano)	3,2± 2,3	-

Descrevemos, a seguir, os protocolos experimentais utilizados para estudar as posturas unipodal e bipodal. A postura unipodal é estudada em duas situações descalças: unipodal simples (US) e unipodal complexa (UP) (FIGURA 8). Nestas situações, o sujeito mantém os membros superiores junto ao tronco e busca controlar o corpo para minimizar as oscilações, durante o período de medição. O intervalo de medição é de 40 s. Para cada postura há três repetições e a tarefa completa é composta por seis repetições (olhos abertos e fechados).

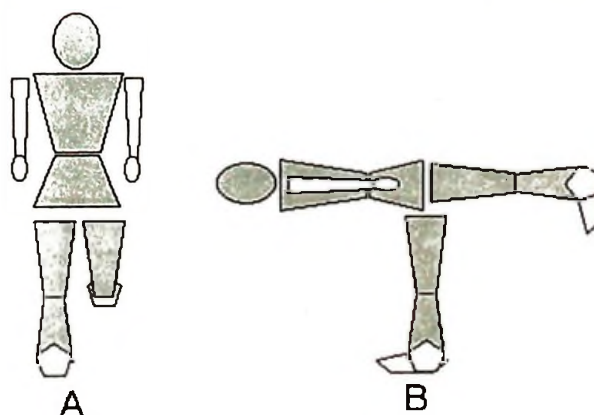


FIGURA 8 - Posturas unipodais analisadas: A) unipodal simples e B) unipodal complexa.

A postura bipodal é estudada em três posturas: a) postura ortostática,

b) postura Tandem e c) postura com pés em 45°. A diferença entre estas posturas está no posicionamento dos apoios (FIGURA 9). Para a postura Tandem e de Pés em 45°, o apoio anterior é o apoio que está na frente e o apoio posterior é o apoio que está atrás de acordo com FIGURA 9. O intervalo de medição é de 40 s.



FIGURA 9 - Posicionamento dos pés para posturas Pés em 45° (coluna esquerda) e Tandem (coluna direita).

Para a postura Tandem e de Pés em 45°(PEQ) é manipulada a posição do apoio esquerdo e direito, em relação à posição anterior e posterior. Assim, há a variação do apoio direito na posição anterior e na posição posterior e o mesmo para o apoio esquerdo. Para cada postura há três tentativas, de forma que contabilizando todas as combinações executadas, a tarefa completa é composta por 27 tentativas (TABELA 2) ordenadas de forma que o indivíduo não conseguisse prever qual postura deveria fazer em cada tentativa.

TABELA 2 - Tipos de posição e apoio dos pés para as diferentes posturas bipodais analisadas.

	Ortostática		Tandem		Pés em 45°		
Posição	<i>Única</i>	<i>esquerdo</i>	<i>esquerdo</i>	<i>direito</i>	<i>esquerdo</i>	<i>direito</i>	
Apoio	<i>Único</i>	<i>anterior</i>	<i>posterior</i>	<i>anterior</i>	<i>posterior</i>	<i>anterior</i>	<i>posterior</i>

A grandeza analisada é amplitude máxima do APCOP e MLCOP com média zero. A amplitude máxima do COP com média zero é simplesmente o valor máximo da série numérica retificada. O COP é obtido através da mensuração de FRS e dos momentos de força aplicados na plataforma de força. O valor bruto do COP é filtrado com um filtro passa-banda Butterworth de 2ª ordem, com frequências de corte de 0,1 Hz e 10 Hz. Em seguida, são retirados os nove primeiros se-

gundos e o último segundo da série temporal do COP para minimizar os efeitos da filtragem e adaptação à postura sugerida. O sinal é reamostrado a uma frequência de 50 Hz com a média do sinal removida.

Para cada plataforma de força, o apoio determina um COP. Para determinar o valor do deslocamento global do COP sob os dois apoios da postura bipodal, WINTER (1995) sugere a seguinte função:

$$COPG = COP_D \cdot \frac{VFRS_D}{VFRS_D + VFRS_E} + COP_E \cdot \frac{VFRS_E}{VFRS_D + VFRS_E}$$

O COPG é COP global, determinado pela soma ponderada do COP do apoio direito e esquerdo,  $COP_D$  e  $COP_E$ , respectivamente. A ponderação é dada pelo valor relativo da VFRS de cada apoio, em relação ao valor aplicado pelos dois apoios. Desta forma, evidencia-se que a estratégia de migração do COP entre os apoios surge pela variação da VFRS sob cada apoio.

## 4.2 Resultados

### 4.2.1 Estudo 01.1: Postura unipodal

Para comparar as médias de amplitude máxima utilizamos o teste T de Student. Assim, comparamos as amplitudes máximas do COP por causa de suas direções (FIGURA 10 e TABELA 3).

Não há diferença entre as direções do COP na postura unipodal simples com os olhos abertos. Com os olhos fechados, APCOP tem maior amplitude ( $p=0,002$ ) do que o MLCOP, na postura unipodal simples.

Para a postura de unipodal complexa, a amplitude máxima na direção AP é maior que na direção ML quando os olhos estão abertos ( $p=0,02$ ). Esta relação não se mantém com os olhos fechados.

Observamos também que o balanço postural na unipodal complexa com olhos fechados é maior que na unipodal simples com os olhos fechados, tanto na direção AP ( $p=0,01$ ) quanto ML ( $p=0,02$ ).

TABELA 3 - Média e desvio padrão da amplitude máxima da oscilação COP nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) das posturas de apoio unipodal simples (US) e complexa (UC) com olhos abertos (a) e olhos fechados (f).

Postura n=7	APCOP (cm)	MLCOP (cm)
USa	2,9±0,3	3,1±1,3
USf	2,9±0,3	2,3±0,2
UCa	3,4±0,7	2,3±0,7
USf	4,1±0,9	3,5±1,1

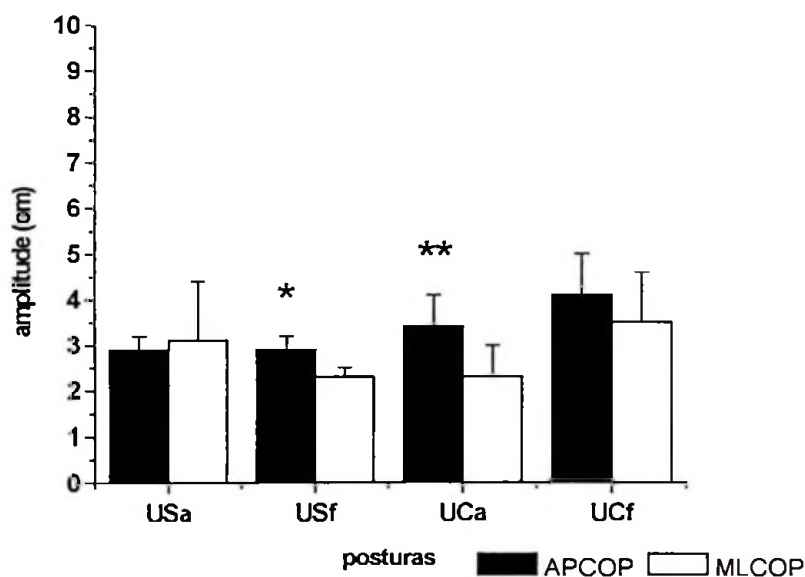


FIGURA 10 - Comparação entre as posturas unipodais simples e complexa a partir dos componentes do COP (APCOP, ântero-posterior, e MLCOP, médio-lateral) com os olhos abertos (a) e fechados (f).

Na TABELA 4 estão expressos os coeficientes de Romberg. O coeficiente de Romberg (PERRIN & LESTIENNE, 1998) é uma medida adimensional que representa a relação entre o balanço postural com os olhos fechados e com os olhos abertos. O coeficiente de Romberg é menor que um apenas para MLCOP na postura US. Todos os outros três resultados são maiores que um. Estes resultados podem ser influenciados pela experiência prévia (GOLOMER, CREMIEUX, DUPUI, ISABLEU & OHLMANN, 1999; VUILLERME, DANION, MARIN, BOYADJIAN, PRIEUR, WEISE & NOUGIER, 2001).

Identificamos que apenas MLCOP apresenta diferença significativa entre o coeficiente de Romberg das posturas US e UC (FIGURA 11). O coeficiente de Romberg na postura UC é maior que o mesmo coeficiente na postura US ( $p=0,02$ ).

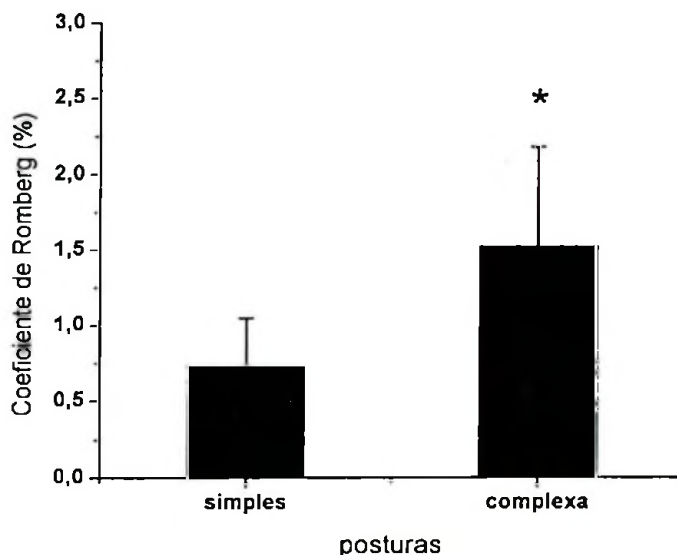


FIGURA 11 - Comparação dos coeficientes de Romberg para as posturas unipodais simples e complexa na direção médio-lateral. \* indica  $p < 0,05$ .

TABELA 4 - Coeficientes de Romberg calculados para o Estudo 01.1.

Postura n=7	COPAP	COPML
Unipodal simples	1,00±0,15	0,74±0,31
Unipodal complexa	1,21±0,36	1,52±0,66

#### 4.2.2 Estudo 01.2: Postura bipodal

Na TABELA 5, observamos os valores médios da amplitude máxima do centro de pressão global (COPG) para as posturas bipodais. Para a postura ortostática, verificamos maior amplitude em APCOPG ( $F_{(1,32)}=4,63$ ;  $p < 0,04$ ). Para as outras duas posturas, no entanto não é verificada nenhuma diferença significativa, apesar dos valores das médias não serem iguais. A FIGURA 12 contém a representação desta diferença.

Na TABELA 6, estão apresentados os valores médios da máxima amplitude do COP na postura ortostática separados por apoios. Para o apoio esquerdo, verificamos MLCOP apresenta maiores valores ( $F_{(1,32)}=9,03$ ;  $p < 0,005$ ). Para o apoio direito, verificamos uma diferença significativa entre as direções AP e ML. Em oposição ao apoio esquerdo, APCOP é maior ( $F_{(1,32)}=46,19$ ;  $p < 0,0001$ ). A FIGURA 13 contém a representação destas diferenças.

TABELA 5 - Valores médios da amplitude máxima do centro de pressão global (COPG) para diferentes posturas, tipos de apoio posterior e direção do COPG para a direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) nas posturas ortostática, tandem e pés em 45o (PeQ).

Postura n=11	Apoio Posterior	Variável	Amplitude Máxima (mm)
ORTOSTÁTICA		APCOP	43,0±18,1
		MLCOP	35,8±12,0
TANDEM	direito	APCOP	31,5±16,0
		MLCOP	31,4±22,0
	esquerdo	APCOP	41,8±25,5
		MLCOP	43,5±26,0
PeQ	direito	APCOP	38,4±22,7
		MLCOP	35,8±23,1
	esquerdo	APCOP	50,2±24,0
		MLCOP	42,9±26,7

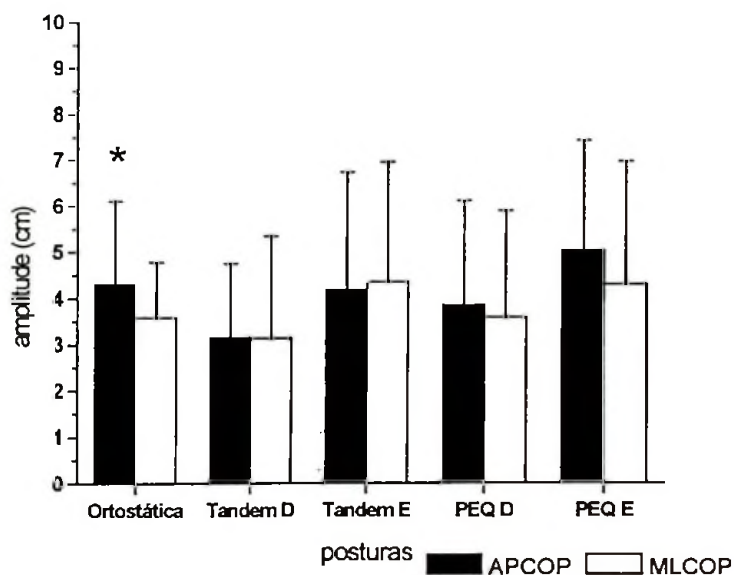


FIGURA 12 - Valores médios e respectivo desvio-padrão para as amplitudes médias do COP na direção ante-ro-posterior (AP) e médio-lateral (ML) nas posturas: ortostática, tandem com o pé direito à frente (TandemD), tandem com o pé esquerdo à frente (TandemE), pé à 45 com o pé direito à frente (PeQD) e pé à 45 com o pé esquerdo à frente (PeQE).

TABELA 6 - Valores médios da amplitude máxima do COP para a postura ortostática separados por apoios (esquerdo ou direito) para as direções AP (ântero-posterior) e ML (médio-lateral).

apoio	Variável	amplitude máxima (mm)
<i>esquerdo</i>	APCOP	19,2±5,5
	MLCOP	25,8±14,0
<i>direito</i>	APCOP	47,4±12,5
	MLCOP	27,2±5,1

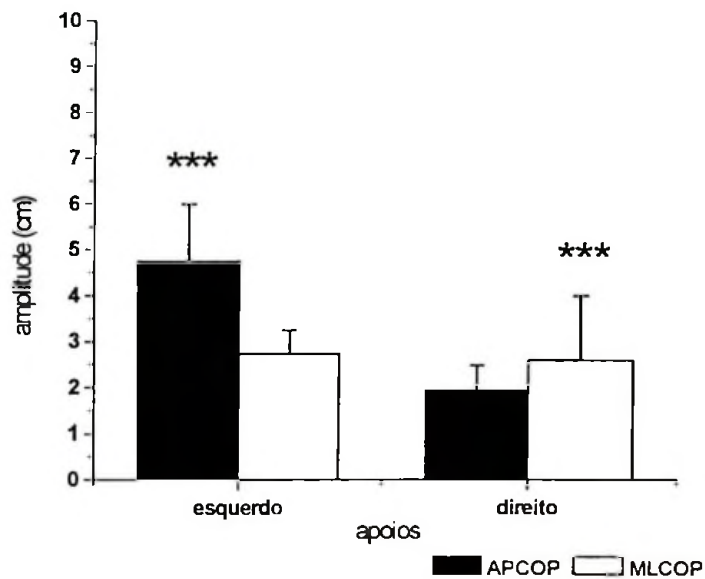


FIGURA 13 - Comparação entre os componentes direcionais do COP (ântero-posterior – APCOP e médio-lateral – MLCOP) para o apoio direito e esquerdo da postura ortostática.



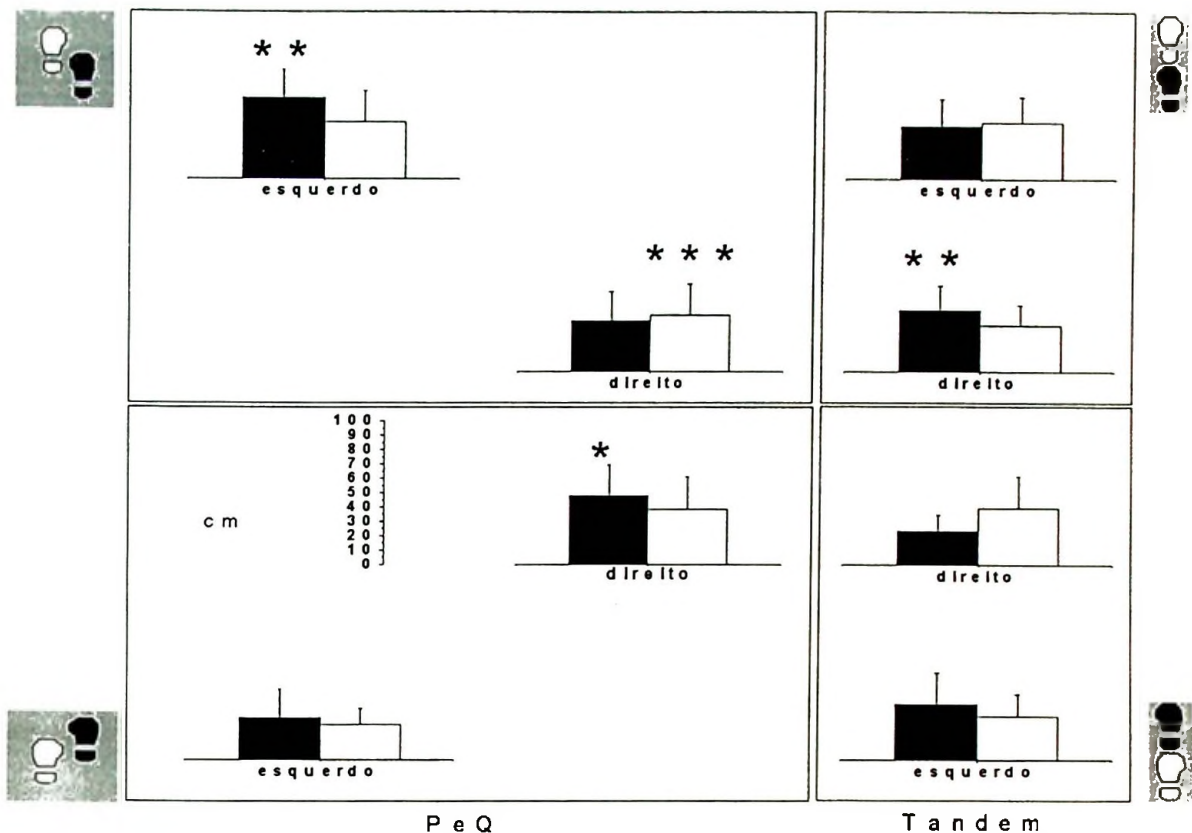


FIGURA 14 - Valores médios da amplitude do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) para os apoios direito e esquerdo nas posturas tandem e pés em 45. Os desenhos laterais indicam o posicionamento dos pés em cada postura. A coluna preta representa APCOP e a coluna branca representa MLCOP.

Na TABELA 7, estão apresentados os valores médios da amplitude máxima do COP para as posturas tandem e de PeQ, separados por apoio. A FIGURA 14 contém a representação das diferenças encontradas. Em relação à postura Tandem, verificamos que quando o apoio direito está na posição posterior, a amplitude máxima ocorre em APCOP ( $F_{(1,32)}=8,08$ ;  $p<0,008$ ). Não há diferença entre as direções do COP quando o apoio direito está posição anterior. Em relação à postura PeQ, verificamos que quando o apoio direito está na posição posterior, o MLCOP apresenta maior amplitude máxima ( $F_{(1,32)}=13,01$ ;  $p<0,001$ ). Para o mesmo apoio na posição anterior, novamente há diferença entre as direções do COP. Ao contrário, APCOP apresenta maior amplitude máxima ( $F_{(1,32)}=4,18$ ;  $p=0,04$ ).

Para o apoio esquerdo, somente quando está na posição anterior a amplitude máxima do COP apresenta diferenças entre as direções do COP. Assim, APCOP apresenta maior amplitude máxima ( $F_{(1,32)}=8,15$ ;  $p<0,007$ ).

TABELA 7 - Valores médios de amplitude máxima do centro de pressão (COP) para as posturas Tandem e de pés em 45°, separados por tipo de apoio (esquerdo ou direito) e posição do apoio (anterior ou posterior) para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML).

Postura	Apoio	Posição do apoio	Variável	Amplitude máxima (mm)
TANDEM	direito	posterior	APCOP	42,6±16,7
			MLCOP	32,1±14,0
		anterior	APCOP	35,3±20,1
			MLCOP	39,0±21,5
	esquerdo	posterior	APCOP	38,4±21,6
			MLCOP	30,2±15,2
		anterior	APCOP	36,0±19,4
			MLCOP	38,9±17,7
PeQ	direito	posterior	APCOP	23,8±10,7
			MLCOP	39,6±22,0
		anterior	APCOP	47,7±21,8
			MLCOP	38,2±23,0
	esquerdo	posterior	APCOP	29,0±19,7
			MLCOP	24,2±11,2
		anterior	APCOP	55,7±19,7
			MLCOP	38,9±21,7

Além de verificar as diferenças entre os valores de amplitude máxima do COP, buscamos verificar se a combinação de diferentes apoios e posições deste apoio nas posturas analisadas poderia afetar o COP. Para verificar este efeito, MANOVA é utilizada para verificar o efeito da posição do apoio no apoio esquerdo e direito, em relação ao apoio direito, verificamos diferenças significativas entre a posição anterior e posterior na direção AP ( $R_{(2,31)}=25,63$ ;  $p<0,0001$ ). Para o apoio esquerdo verificamos diferenças significativas entre a posição anterior e posterior nas direções AP ( $R_{(2,31)}=13,29$ ;  $p<0,0001$ ) e ML ( $R_{(2,31)}=8,42$ ;  $p<0,001$ ).

### 4.3 Discussão dos resultados

#### 4.3.1 A relação dos componentes do COP

A amplitude máxima do COP é quanto o sistema de regulação de equi-

líbrio pôde suportar os balanços do corpo sem mudar de postura. Na TABELA 3, verificamos que a maior amplitude de oscilação na postura unipodal ocorre na direção AP, sem mostrar clara distinção entre o fato de estar ou não de olhos abertos. É importante notar que as amplitudes médias de oscilação na direção médio-lateral não são sensíveis a ausência de informação visual ou no tipo de postura. WINTER *et al.* (1996) indicam que o principal mecanismo de controle postural na direção ML observado no COP é desempenhado pelos músculos abdutores e adutores do quadril, no mecanismo de transferência de peso entre um apoio e outro, ou aumentando as forças horizontais relacionadas com força de atrito com o solo.

Na postura UC, o corpo tem uma grande parte à frente do próprio pé, logo o deslocamento do COM pode ser mais facilmente avançado do que na postura unipodal. Assim, a instabilidade causada por este deslocamento é contrabalancada pelo aumento dos momentos de força no tornozelo, para equilibrar o movimento do COM e pelo aumento dos momentos de força no quadril para diminuir a oscilação do COM. Como as oscilações da parte superior ocorrem na direção AP e como observamos maiores oscilações médias do APCOP, podemos suportar a idéia de que os deslocamentos do COP refletem as próprias estratégias de equilíbrio.

#### 4.3.2 A influência da informação sensorial na postura unipodal

Ao comparar as diferentes posturas, verificamos diferenciação através das amplitudes máximas de oscilação. A postura US é mais estável e apresenta menores valores médios de amplitude máxima do que a postura UC. Salientando-se que, como o sistema passa a ter maiores amplitudes de oscilação na postura, nesses instantes o sistema passa por instabilidades, principalmente se a frequência de oscilação for alta o suficiente para colocar o COM em uma velocidade de deslocamento fora do regime de estabilidade (PAI & PATON, 1997).

Outro resultado sobre o controle postural e a informação sensorial está na TABELA 4. O coeficiente de Romberg é uma forma clássica de avaliar a relação do balanço postural com os olhos abertos e fechados. Assim, se o coeficiente de

Romberg é maior que um, o balanço postural aumenta com a exclusão da informação visual. Os resultados encontrados mostram que em geral o balanço postural aumenta quando se fecham os olhos. Esta situação não é observada no balanço ML da postura unipodal simples. Na postura unipodal, a ausência dos mecanismos de transferência de peso corporal enfraquece a habilidade de controlar a postura. Provavelmente, a redução da amplitude máxima do MLCOP com os olhos fechados é devido à necessidade de aumentar a estabilidade do sistema. Observamos na TABELA 3 que quando os olhos estão fechados, a amplitude de APCOP aumenta ao passo que a amplitude de MLCOP diminui, reforçando o argumento que o valor do coeficiente de Romberg pode ser devido à necessidade de aumentar a estabilidade do sistema, reduzindo o balanço no plano de movimento das estratégias de posturas restritas e aumentando a dependência da estabilidade no balanço na direção perpendicular e não afetada pela redução do apoio.

É importante salientar que a visão não afeta o balanço do APCOP durante a postura unipodal simples. Este resultado suporta o argumento que a ausência da visão promove uma estratégia de equilíbrio que leva a redução do balanço na direção de maior instabilidade.

NARDONE, TARANTOLA, GIORDANO & SCHIEPPATI (1997) mostram que o coeficiente de Romberg para pessoas normais não fadigadas é de 1,47 e 1,62 para pessoas afetadas por fadiga fisiológica. Estes valores são semelhantes aos encontrados neste estudo.

Os indivíduos realizam a tarefa com êxito. Assim, verificamos que a falta de informações sensoriais não acarreta necessariamente na perda do equilíbrio, mas no aumento de possibilidade de ocorrências de instabilidades posturais. O que pouco se indica na literatura, no entanto, é como o controle postural pode se adequar às constantes instabilidades causadas pelo par, aumento de amplitude e velocidade de deslocamento do COP. Informações como o intervalo de tempo mínimo entre ocorrências de instabilidade pode ser útil para o melhor conhecimento dos mecanismos internos do controle postural. Dada a insuficiência de estudos que abordem experimentos em que é aplicada uma série de perturbações em uma

determinada postura, concretamente pouco podemos discutir sobre tal tema.

A forma de resposta mais rápida para um estímulo é através dos reflexos monossinápticos. Como a latência desses reflexos é de 40 a 70 ms, não se espera compensação pelo sistema de controle postural para manter o equilíbrio. O período de 40 ms tem frequência de 25 Hz. Tais eventos podem ocorrer em uma diferença de fase de apenas meio comprimento de onda, assim podemos considerar a metade desta frequência, 12,5 Hz como provável limite para respostas do sistema regulador de equilíbrio para desencadear uma resposta. Devemos também considerar, além das respostas compensatórias, os ajustes posturais antecipatórios. Sua ação minimiza uma resposta compensatória e diminui os riscos causados por essas instabilidades.

### 4.3.3 As estratégias posturais associadas a cada apoio

Quando os pesos relativos para cada COP são idênticos e com valor 0,5, o COPG é apenas produzido pela estratégia do tornozelo, que denominamos de COPT. A diferença entre o COPG e COPT é COP originado pela estratégia do quadril. Esta função é testada para diferentes posturas. Para postura Tandem, o principal plano de instabilidade é o plano frontal, indicado pelo aumento das oscilações do MLCOP se comparado com as oscilações na mesma direção na postura ortostática. Os resultados não mostram diferença do COPG entre as direções AP e ML para as posturas Tandem e PeQ. Como já é observada uma diferença significativa entre o APCOP e MLCOP na postura ortostática, acreditamos que nossos resultados concordam com WINTER (1995).

Os resultados apresentados por diferentes autores indicam que a oscilação do APCOP é maior que MLCOP na postura ortostática. Verificamos diferença entre os apoios (não sugerido por WINTER (1995) e RIETDYK *et al.* (1999) que exploram a regulação do equilíbrio por causa destas estratégias do tornozelo e quadril) ao analisar COP sob cada apoio na postura ortostática. Apesar do COPG apresentar maior amplitude e oscilação em APCOP, isso não é verdade para cada

apoio separadamente. De fato, no apoio direito a maior oscilação é observada na direção AP; contudo, para o apoio esquerdo, esta relação se inverte, e MLCOP apresenta maior oscilação. Na realidade, observamos que os valores de amplitude máxima do MLCOP se mantêm semelhantes para cada apoio e o valor de APCOP se modifica ( $F_{(1,32)}=150,39$ ;  $p<0,0001$ ). De forma que, o apoio esquerdo apresenta menores valores de amplitude máxima do APCOP (TABELA 6). Este resultado indica diferença entre os apoios na manutenção da postura ereta.

- Resultados anteriores (MOCHIZUKI *et al.*, 1999) indicam que o apoio na posição anterior tem a função de regular a postura ereta na direção AP, enquanto o apoio posterior teria a função de regular a postura na direção ML.

Para suportar a hipótese que a posição do apoio nas posturas eretas leva a diferentes estratégias de regulação e esta estratégia não é influenciada pela dominância bilateral, é esperado que não haja diferenças entre o apoio direito e esquerdo para cada posição (anterior e posterior) no APCOP e MLCOP. Quando comparamos o apoio anterior e posterior na direção AP, verificamos diferença entre os valores máximos do COP ( $R_{(4, 7)}=5,30$ ;  $p<0,02$ ). A indiferença entre as direções do COP para os valores máximos do COP tanto para o apoio anterior quanto posterior indica o crescimento da oscilação do MLCOP em comparação com a postura ortostática (TABELA 6). É um resultado esperado porque tal modificação da posição dos apoios favorece o equilíbrio na direção AP, pelo aumento da base de apoio nesta direção e favorece maiores deslocamentos do MLCOP, por causa da estratégia de deslocamento da carga entre os apoios (WINTER *et al.*, 1998).

A inexistência de diferença entre o apoio esquerdo e direito nos permite eliminar o efeito do controle de lateralidade afetando o controle de equilíbrio em cada apoio. Entretanto, somente para o apoio direito é que é verificada diferença significativa entre amplitude máxima do APCOP e MLCOP. Especificamente, a amplitude máxima do APCOP é maior no apoio direito, na posição posterior, na postura Tandem, e menor para a postura PeQ. Ainda na postura de PeQ, verifica-se que o apoio direito apresenta maior amplitude máxima do APCOP para a posição anterior.

Assim verificamos que as diferenças observadas dependem da postura analisada. Ou seja, não apenas a posição do apoio (anterior ou posterior) parece influenciar a oscilação do COP, mas também sua localização no plano frontal.

#### 4.4 Conclusões sobre o Experimento 01

Em relação ao Estudo 01.1:

- A postura unipodal simples apresenta amplitude máxima do COP semelhante nas direções AP e ML. A postura de unipodal complexa apresenta valores maiores de amplitude máxima no APCOP.
- A ausência de visão não afeta APCOP, durante a postura US e afeta MLCOP.
- O coeficiente de Romberg é menor que um apenas para a direção ML na postura US. Os outros três coeficientes são maiores que um. O coeficiente de Romberg na postura UC é maior que o mesmo coeficiente na postura US.

Em relação ao Estudo 01.2:

- Na postura ortostática, COP global indica maiores oscilações na direção AP do que na direção ML. Quando observamos separadamente os apoios, relações inversas surgem: no apoio direito o maior balanço é observado na direção AP, ao passo que no outro apoio, o esquerdo, o maior balanço é observado na direção ML. Nas outras duas posturas ortostáticas não é observado diferenças de amplitude de balanço entre os componentes do COP global.
- Na Postura Tandem: No apoio direito posterior, a amplitude máxima do APCOP é a maior.
- Na Postura PEQ: no apoio direito posterior, amplitude máxima do MLCOP é maior; no apoio direito anterior, amplitude máxima do APCOP é a maior; e no apoio esquerdo anterior, amplitude máxima do APCOP é a maior.
- Não há efeito de lateralidade entre as direções do COP.

Em relação ao problema conceitual do Experimento 01, expresso pela questão: *quais são e como podem ser influenciadas as estratégias descritas pelo COP?* As estratégias representadas pela oscilação do COP são diferenciadas por

causa de posição do apoio. Na postura unipodal, o efeito da restrição de informação sensorial aumenta com o aumento da complexidade da postura. Por meio deste experimento, encontramos mais resultados sobre como se comporta o controle postural na postura bipodal e as possíveis estratégias associadas a cada apoio.

## 5 EXPERIMENTO 02: POSTUROGRAFIA DINÂMICA – AJUSTE POSTURAL

Os estudos de posturografia estática não abordam o que o sistema de controle postural faz para controlar uma instabilidade porque indicam um quadro estático do controle postural. Por esta razão, estudos em posturografia dinâmica são desenvolvidos para entender e adicionar informação sobre o controle postural.

Os ajustes posturais resultam da atividade do sistema de controle postural, os seus objetivos tem direta relação com as funções do controle postural. Estes ajustes são coordenados por mecanismos de feedback e antecipação e são implementados e aprimorados através da aprendizagem.

Nota-se que os ajustes posturais são indicadores das estratégias tomadas para estabilizar o movimento e a postura. Conseqüentemente, adquirem um status importante para o estudo do controle do equilíbrio. ARUIN (1998) indica que a interação do objetivo da tarefa motora, o tipo e intensidade da perturbação e a tarefa postural que deve ser realizada determina o APA. Entretanto, a falta de resultados indicando como a experiência motora afeta o ajuste postural não nos permite entender completamente a natureza dos ajustes posturais.

Há lacunas sobre desenvolvimento dos ajustes posturais (HORAK, 1996) e se os ajustes posturais indicam a qualidade da habilidade motora equilíbrio, i.é, se podem ser considerados como as variáveis que indicam as modificações no controle postural em diferentes idades e atividades motoras. O segundo problema conceitual desta tese busca concerne a esta lacuna. Estruturamos o segundo problema conceitual a partir da questão sobre a forma e organização da estratégia postural.



Inicialmente, definimos o padrão de um ajuste postural. Logo, o objetivo deste experimento é descrever e analisar o ajuste postural em diferentes tipos de movimento focal. Três movimentos focais são selecionados: a elevação frontal da coxa, a elevação lateral da coxa e o salto vertical.

Notamos poucos estudos descrevendo APA associado ao movimento de elevação lateral da coxa, assim como a comparação de dois tipos de movimento focal com o mesmo tipo de APA. É realizada uma ação motora composta por um movimento focal idêntico ao movimento focal dos experimentos anteriores; mas, o objetivo do movimento focal não é perturbar COM, mas preparar o salto vertical.

### 5.1 Protocolo experimental e de análise dos resultados

Três estudos são conduzidos separadamente para estudar os ajustes posturais: *ajuste postural para o movimento frontal da coxa, ajuste postural para o movimento lateral da coxa, e efeito do movimento focal no ajuste postural.*

Os equipamentos utilizados para cada estudo são (a FIGURA 15 mostra como é a colocação dos equipamentos, durante o Experimento):

- estudo 02.1: ajuste postural para o movimento frontal da coxa - é mensurado COP a partir de duas plataformas de força AMTI modelo OR6. A frequência de amostragem é 1020 Hz e os sinais dos 14 canais utilizados são convertidos em sinais digitais, por um conversor analógico/digital (AD) de 12 bits. Os canais utilizados são: dois canais para a sincronização e emissão de sinal de *trigger*, e 12 canais para aquisição do sinal das duas plataformas de força (seis para cada plataforma - os quais são três para FRS, e outros três canais correspondentes aos três momentos de força). O sinal de *trigger* tem a função de emitir um sinal visual no monitor de um computador anunciando o início do período de realização do movimento. O sistema de aquisição da plataforma de força é controlado pelo software Peak Motus 4.3 da Peak Performance Technologies Inc. O esquema deste conjunto de equipamentos está apresentado na FIGURA 15.
- estudo 02.2: ajuste postural para o movimento lateral da coxa – mesmo protoco-

lo e equipamento usado no estudo 02.1.

- estudo 02.3: efeito do movimento focal no ajuste postural – mesmo protocolo e equipamento usado no estudo 02.1.

As amostras dos Estudos 02.1, 02.2 e 02.3 são 15 pessoas voluntárias (duas crianças e 13 adultos) descritos na TABELA 8. As crianças participam após consentimento de seus pais e com o acompanhamento de sua técnica de ginástica. Não é feita medida experimental invasiva nos participantes do estudo. Os participantes do experimento são subdivididos em grupos, por causa de nível de suas experiências em atividades com grande necessidade de controle de equilíbrio. Estes três grupos são: Grupo de Crianças Ginastas Avançadas 2 – GcGA2; Grupo de Adultos Não-Ginastas 2 – GaNG2; e Grupo de Adultos Ginastas Sênior – GaGS2.

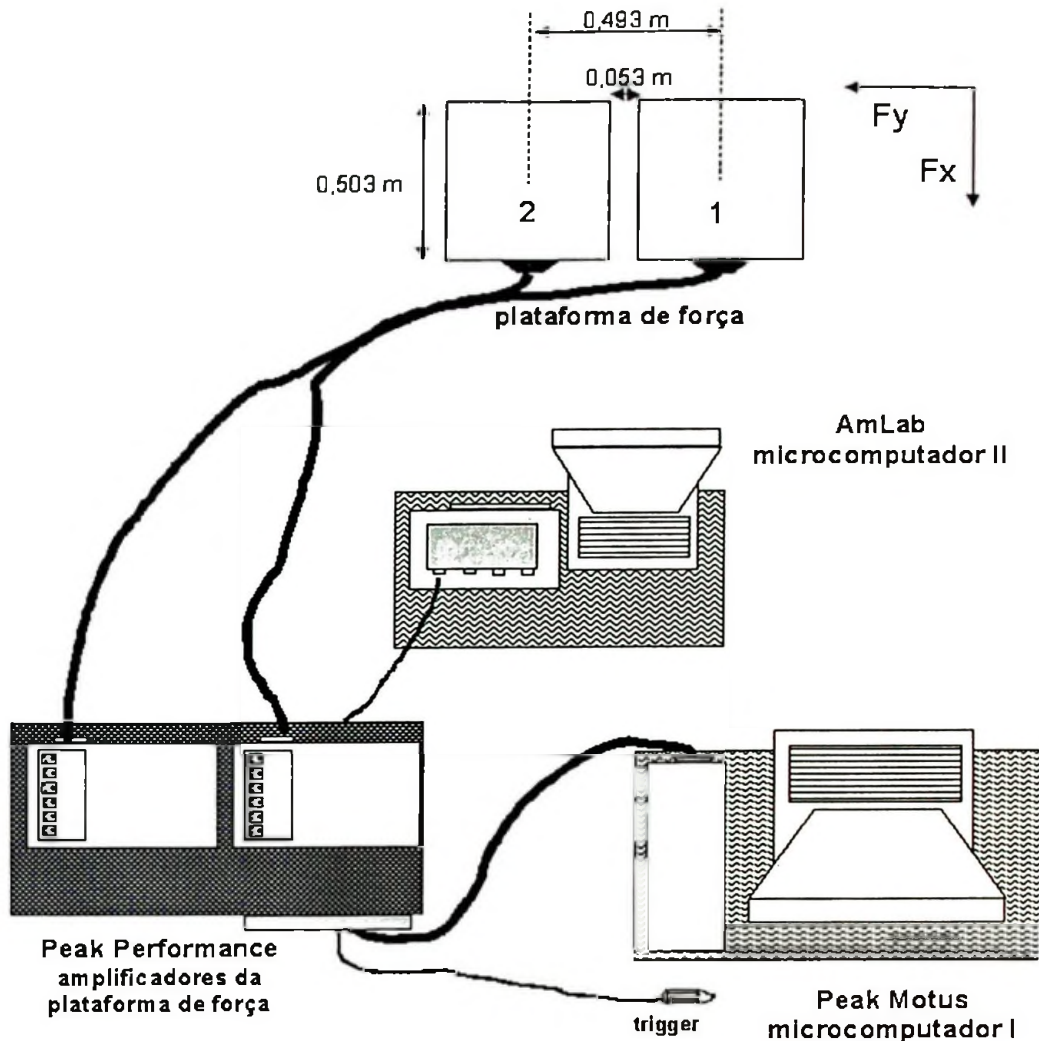


FIGURA 15 - Descrição da montagem experimental. As *plataformas de força* estão conectadas aos *amplificadores do sistema Peak Performance*. O *monitor* serve para indicar ao indivíduo o instante de início de movimento, e para fixar o olhar do mesmo, durante toda a tarefa. O sistema de referência adotado mostra o componente ântero-posterior da força de reação do solo (APFRS) e o componente médio-lateral da mesma força (MLFRS).

TABELA 8 - Caracterização do grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2 para o Experimento 02. Valores apresentados através da média e desvio padrão.

	GcGA2 (n=2)	GaNG2 (n=9)	GaGS2 (n=4)
Idade (anos)	12,5±0,7	21,2±1,3	25,8±8,2
Massa (kg)	39,9±6,0	66,9±12,3	60,0±10,2
Tempo de treinamento (anos)	4,0±0,7	0	5,5±4,4

Chamamos de movimento focal (MF) o movimento realizado com o objetivo de deslocar o centro de massa do corpo e causar uma instabilidade no equilíbrio. Na FIGURA 16, podemos observar os três movimentos focais (02.1, 02.2 e

02.3) utilizados no Experimento 02. Todos os movimentos focais são desencadeados voluntariamente pelo executante da tarefa.

Foi coletado o máximo de repetições possíveis de cada tarefa, durante o intervalo de coleta. É realizada uma única sessão de cada tarefa. Para esta análise são selecionados cinco repetições da tarefa para descrever o padrão dinâmico da ação motora analisada. Para escolher as cinco repetições a serem utilizadas, os sinais da plataforma de força são preparados para análise. Todos os cálculos com os sinais adquiridos são realizados com rotinas de cálculo desenvolvidas no ambiente Matlab 5.3. O processamento do sinal analógico bruto inclui:

1. filtro passa-baixa Butterworth recursivo de 2ª ordem, frequência de 510 Hz;
2. amostragem do sinal com frequência de 510 Hz;
3. remoção do offset;
4. filtro passa-baixa Butterworth recursivo de 2ª ordem, frequência de 255 Hz;
5. cálculo do COP com média zero.

É determinado COP e identificado o início de MF. O início do movimento é estabelecido como o instante que VFRS torna-se menor que o valor do peso corporal suportado pelo pé esquerdo imediatamente antes da saída total do apoio da plataforma de força. Consideramos este instante de tempo  $T=0$  s a partir dele determinamos os intervalos de APA [-200, 50] ms e APC [51, 301] ms.

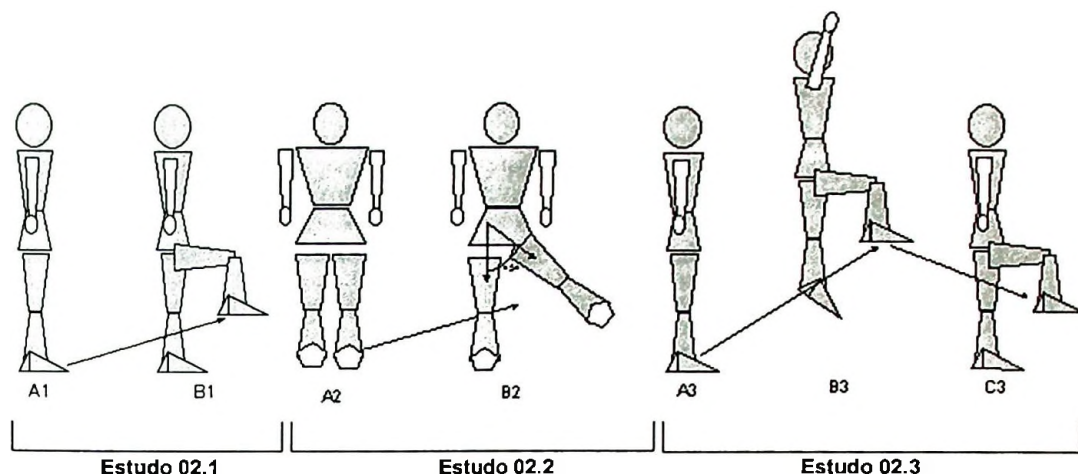


FIGURA 16 - Descrição dos movimentos focais. Estudo 02.1: Ilustração da Posição de Preparação (A1) e posição final do Movimento Focal 02.1 (B1). Enquanto a maior parte do corpo deve estar parada, a elevação membro inferior direito é feita através da combinação de movimento de flexão do quadril e flexão do joelho direito. Estudo 02.2: Ilustração da Posição de Preparação (A2) e posição final do Movimento Focal 02.2 (B2). A elevação lateral do membro inferior é realizada através da abdução da coxa, mantendo joelho e tornozelo na mesma posição inicial. A posição final é manter a membro inferior em um ângulo aproximado de 45°, em relação à coxa do pé de apoio. Estudo 3: Ilustração da Posição de Preparação (A3), posição intermediária (B3) e posição final do Movimento Focal 02.3 (C3). O movimento inicial é igual ao movimento do Estudo 02.1. Este movimento prepara para o salto vertical com a aterrissagem no mesmo apoio usado no salto.

Para o início do movimento focal, é solicitado ao participante permanecer ereto com um pé em cada plataforma de força (postura mantida por cerca de 2 s). Os pés ficam paralelos com distância equidistante entre cada borda interna da plataforma e a borda medial do médio pé de cinco cm. O instante de início da tarefa é livremente escolhido pelo executante, depois de dado o sinal visual e sonoro de início de coleta. São selecionadas cinco repetições da tarefa dentro do intervalo de coleta. O número de realizações da tarefa varia de 5 a 11.

O primeiro movimento focal é elevação frontal da coxa (FIGURA 16A). Esta elevação da coxa esquerda é feita o mais rápido possível com a simultânea flexão do joelho e quadril esquerdos. A posição final deste movimento focal é a postura ereta e a coxa na posição paralela ao solo. O tempo de coleta é de 60 s.

O segundo movimento focal é elevação lateral da coxa (FIGURA 16B). Esta elevação lateral da coxa esquerda é feita o mais rápido possível com a abdução do quadril com o joelho esquerdo estendido até que a coxa esquerda chegar ao ângulo de 45° com plano sagital. O tempo de coleta é de 60 s.

O terceiro movimento focal é elevação frontal da coxa seguida de salto vertical (FIGURA 16C). É realizado o mesmo primeiro movimento focal e, terminada a elevação da coxa, um segundo sinal sonoro e visual é dado ao executante para realizar o segundo movimento focal: o salto vertical partindo da posição final do primeiro movimento focal. Após a aterrissagem, o executante mantém por aproximadamente 2 s o equilíbrio na posição final e, em seguida, saiu das plataformas de força. O tempo de coleta é 80 s.

A definição do início do movimento focal é baseada na variação da VFRS (FIGURA 17). O instante que VFRS do apoio esquerdo começa a reduzir até zero, procuramos na VFRSg (componente vertical da força de reação do solo global) o primeiro valor abaixo do peso corporal. Identificamos este valor como o início do movimento focal e utilizamos tal definição nos Estudos do Experimento 02.

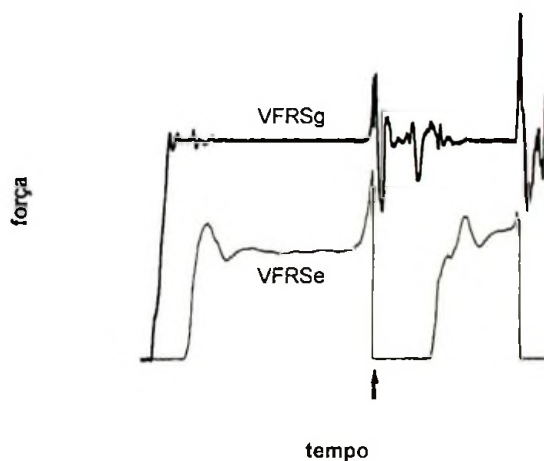


FIGURA 17 - Ilustração da forma de seleção do início do movimento. VFRSe é o componente vertical da força de reação do solo sob o apoio esquerdo e VFRSg é a soma da força vertical aplicada nos dois apoios. A seta indica o início do movimento focal.

O valor RMS da trajetória do COP é utilizado como um parâmetro para representar a variabilidade do COP, durante a trajetória do ajuste postural.

Determinamos o valor do deslocamento do COP desde o início do APA até o início do movimento e denominamos este parâmetro como Desvio.

Calculamos a velocidade de saída do pé esquerdo através da integração numérica do componente vertical da força de reação do solo. Consideramos esta velocidade como velocidade do movimento focal. Esta velocidade é calculada para o instante de início do movimento  $T=0$ , assumindo como intervalo para integração numérica três pontos antes e três pontos depois de  $t=0$  s. O deslocamento vertical do corpo ( $h$ ) é determinado por:

$$h = v_0 - \frac{gt^2}{2},$$

onde  $v_0$  é velocidade de deslocamento vertical inicial,  $g$  é a aceleração da gravidade com valor de  $9,78\text{m/s}^2$  e  $T$  é o tempo para subida. Utilizamos a velocidade do movimento focal para normalizar os valores dos parâmetros do VFRS e COP e verificar o efeito da velocidade do movimento focal no comportamento do ajuste postural. As variáveis normalizadas pela velocidade apresentam o sufixo *norm*.

Para estudar a relação entre os ajuste posturais, é realizada uma análise de regressão entre os valores RMS de cada uma das cinco tentativas da cada sujeito relacionados ao APA e APC.

Para estudar a relação entre APA e a velocidade de saída do pé esquerdo, realizamos análise de regressão linear e polinomial, a partir do valor RMS de cada tentativa e a respectiva velocidade de saída do pé.

## 5.2 Resultados

### 5.2.1 Estudo 02.1: Ajuste postural para o movimento frontal da coxa

Nas FIGURAS 18 e 19 estão apresentados os perfis médios do VFRS e do COP, durante o ajuste postural antecipatório, respectivamente.

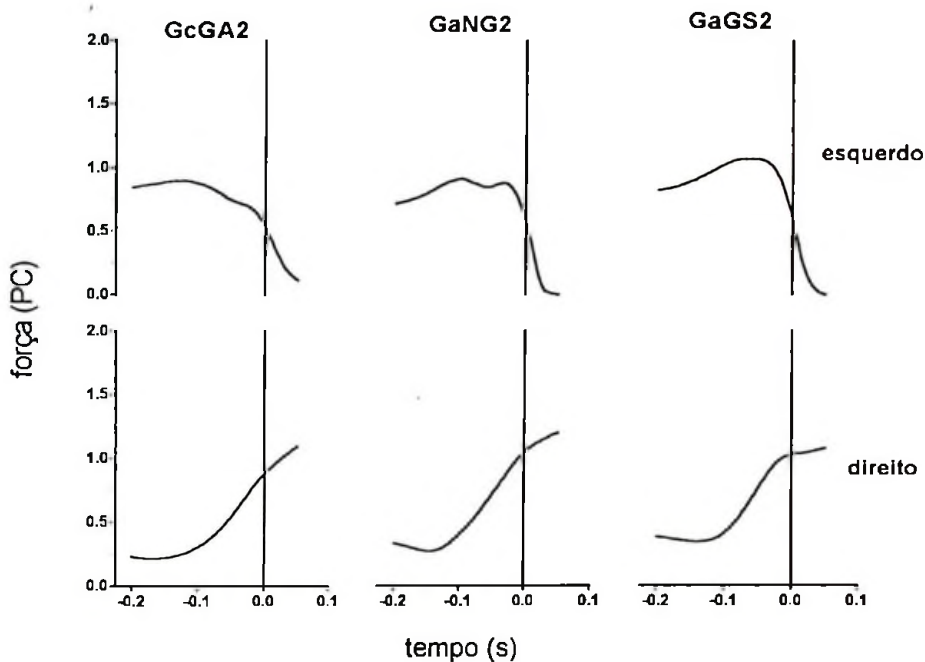


FIGURA 18 - Curvas com os valores médios do componente vertical da força de reação do solo, durante o ajuste postural antecipatório para os apoios direito e esquerdo e para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2. Valores da força normalizados pelo peso corporal (PC).

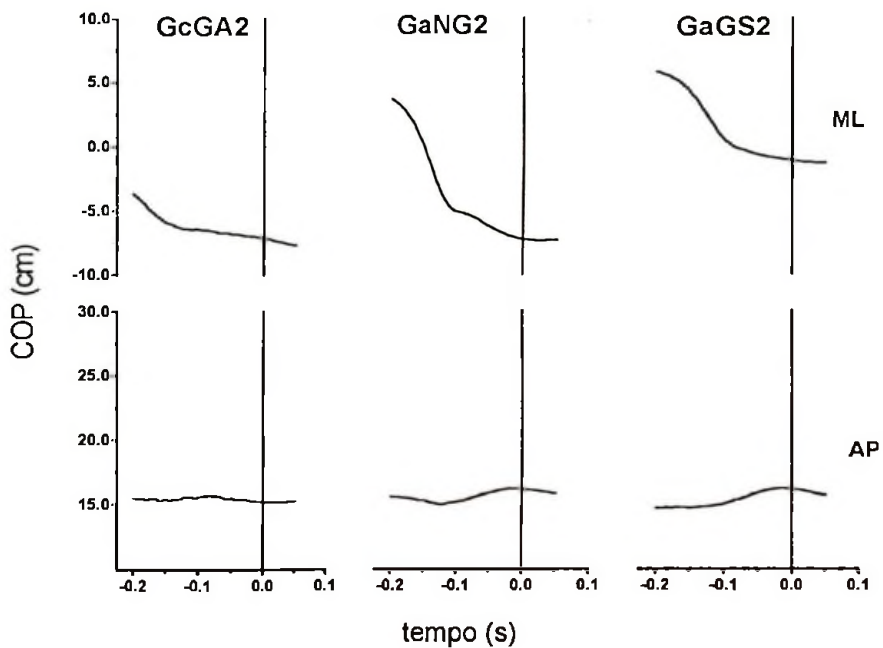


FIGURA 19 - Curvas com os valores médios do centro de pressão na direção médio-lateral (ML) e antero-posterior (AP), durante o ajuste postural antecipatório para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2.



A TABELA 9 refere-se aos valores médios da variabilidade (RMS) e do desvio da VFRS para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2, durante APA. Não encontramos diferenças significativas dos valores de variabilidade entre os grupos.

TABELA 9 - Valores médios da variabilidade (RMS) e do desvio do componente vertical da força de reação do solo para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n=45) e GaGS2 (n=20), durante o ajuste postural antecipatório. Valores da força normalizados pelo peso corporal (PC).

Apoio	Grupo	RMS (PC)	Desvio (PC)
Direito	GcGA2	1,33±0,24	2,23±0,85
	GaNG2	0,96±0,86	0,07±1,20
	GaGS2	1,6±1,11	0,69±1,91
Esquerdo	GcGA2	1,16±0,39	-4,99±1,96
	GaNG2	0,88±0,77	-4,12±4,71
	GaGS2	1,06±0,25	-3,95±2,83

Na TABELA 10, estão apresentados os valores médios da variabilidade do COP (COPRMS) normalizado e não normalizado pela velocidade do movimento focal dos grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2 durante APA. A variabilidade não normalizada pela velocidade do início do movimento focal não apresenta diferenças entre os grupos. Para a variabilidade normalizada, diferenças significativas entre os grupos: GaNG2 tem menor valor de variabilidade de MLCOP que GcGA2 ( $F_{(2,72)}=6,69$ ,  $p=0,002$ , Post-hoc  $p<0,05$ ); e para APCOP, GaNG2 tem menor valor de variabilidade que GcGA2 ( $F_{(2,72)}=12,71$ ,  $p<0,001$ , Post-hoc  $p<0,05$ ) e GaSG2 ( $F_{(2,72)}=12,71$ ,  $p<0,001$ , Post-hoc  $p<0,05$ ).

TABELA 10 - Valores médios da variabilidade do COP (COPRMS) normalizado e não normalizado pela velocidade inicial do movimento focal do COP nas direções médio-lateral e ântero-posterior para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n=45) e GaGS2 (n=20).

Apoio	Grupo	COPRMS não normalizado (cm)		COPRMS normalizado	
		Médio-lateral	Ântero-posterior	Médio-lateral	Ântero-posterior
Direito	GcGA2	5,6±9,6	6,7±16,7	10,6±18,8	13,1±32,8
	GaNG2	2,0±3,7	4,0±6,4	4,9±6,4	6,8±10,8
	GaGS2	3,8±3,2	6,2±6,7	7,5±5,9	12,4±12,4
Esquerdo	GcGA2	0,8±0,5	0,2±0,1	1,5±1,2	0,4±0,1
	GaNG2	1,5±0,7	0,4±0,2	2,0±1,2	0,4±0,2
	GaGS2	1,1±0,4	0,2±0,1	2,2±1,3	0,4±0,1

Na TABELA 11, estão apresentados os valores médios do desvio médio normalizado e não normalizado pela velocidade de movimento focal dos grupos

GcGA2, GaNG2 e GaGS2 durante APA.

TABELA 11 - Valores médios do desvio não normalizado pela velocidade inicial do movimento focal do COP nas direções médio-lateral e ântero-posterior para os grupos GcGA2 (n=10), GaNG2 (n= 45) e GaGS2 (n=20).

Apoio	Grupo	Desvio do COP não normalizado (cm)	
		Médio-lateral	Ântero-posterior
Direito	GcGA2	13,6±14,8	-1,4±1,8
	GaNG2	6,8±10,6	-1,1±1,3
	GaGS2	18,8±9,8	-0,81±2,7
Esquerdo	GcGA2	9,5±4,6	1,3±0,86
	GaNG2	7,1±13,4	0,85±1,9
	GaGS2	16,3±11,3	-1,4±1,5

### 5.2.1.1 Efeito da repetição da tarefa

Na TABELA 12, estão apresentados os coeficientes para regressão linear entre a variabilidade e desvio do APA e a série de tentativas para o GaGS2. Verificamos que não está indicada correlação entre essas duas variáveis nesta situação experimental. As mesmas regressões lineares apresentadas anteriormente são conduzidas para o GaNG2. Novamente não encontramos nenhuma correlação significativa. Não é também detectada nenhuma relação estatisticamente significativa entre a repetição da tarefa e o desvio do COP.

TABELA 12 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS, desvio do centro de pressão e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2. R<sup>2</sup> indica a correlação linear obtida e o p indica o nível de significância.

		Variável	RMS		Desvio	
			R <sup>2</sup>	p	R <sup>2</sup>	p
GaGS2 n=45	Não normalizado	MLCOP	-0,02	0,87	-0,03	0,80
		APCOP	0,21	0,14	-0,02	0,89
	Normalizado	MLCOP	-0,07	0,62	-0,05	0,73
		APCOP	0,03	0,80	-0,03	0,82
GaNG2 n=20	Não normalizado	MLCOP	-0,05	0,81	-0,02	0,91
		APCOP	-0,01	0,96	0,14	0,54
	normalizado	MLCOP	0,03	0,89	0,03	0,88
		APCOP	-0,09	0,68	0,25	0,26

Na TABELA 13, apresentamos os coeficientes da regressão de um polinômio de 2 grau para a relação entre variabilidade e o desvio do APA e a série de tentativas no GaGS2 e GaNG2.

**TABELA 13 - Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores RMS e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2. Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores de desvio do centro de pressão e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaGS2. R<sup>2</sup> indica a correlação linear obtida e o p indica o nível de significância.**

Grupo		Variável	RMS		DESVIO	
			R <sup>2</sup>	p	R <sup>2</sup>	p
GaGS2 n=45	Não normalizado	MLCOP	0,005	0,88	0,006	0,87
		APCOP	0,04	0,34	6,3E-4	0,98
	Normalizado	MLCOP	0,005	0,88	0,007	0,84
		APCOP	0,001	0,96	0,001	0,97
GaNG2 n=20	Não normalizado	MLCOP	0,11	0,35	0,02	0,77
		APCOP	0,01	0,85	0,02	0,81
	normalizado	MLCOP	0,001	0,98	0,007	0,94
		APCOP	0,01	0,91	0,07	0,50

### 5.2.2 Estudo 02.2: ajuste postural para o movimento lateral da coxa

Nas FIGURAS 20, 21 e 22, estão apresentadas as curvas dos valores médios de VFRS, APCOP e MLCOP para o apoio esquerdo, durante a realização do movimento analisado. A primeira figura representa VFRS para o apoio esquerdo. A FIGURA 21 representa APA e a FIGURA 22 indica o APC. O VFRS do apoio esquerdo é VFRSE e VFRSD indica a mesma força para o apoio direito.

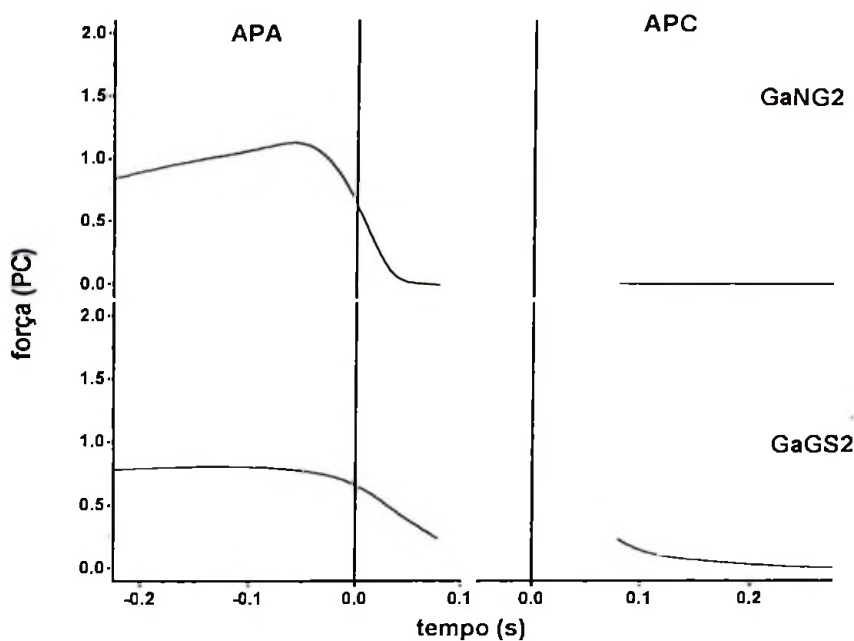


FIGURA 20 - Descrição dos valores médios do componente vertical da força de reação do solo do apoio esquerdo, nos grupos GaNG2 e GaGS2 para o ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC). PC indica peso corporal.

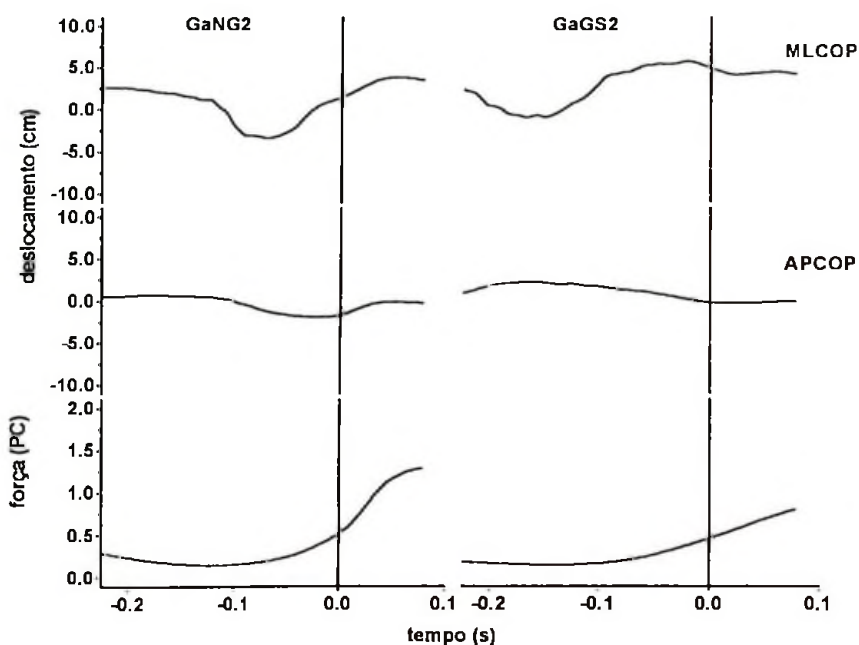


FIGURA 21 - Descrição do ajuste postural antecipatório para o apoio direito. Deslocamentos médios do centro de pressão da direção médio-lateral (MLCOP) e ântero-posterior (APCOP) e o componente vertical da força de reação do solo para os grupos GaNG2 e GaGS2. A linha vertical indica o início do movimento focal.

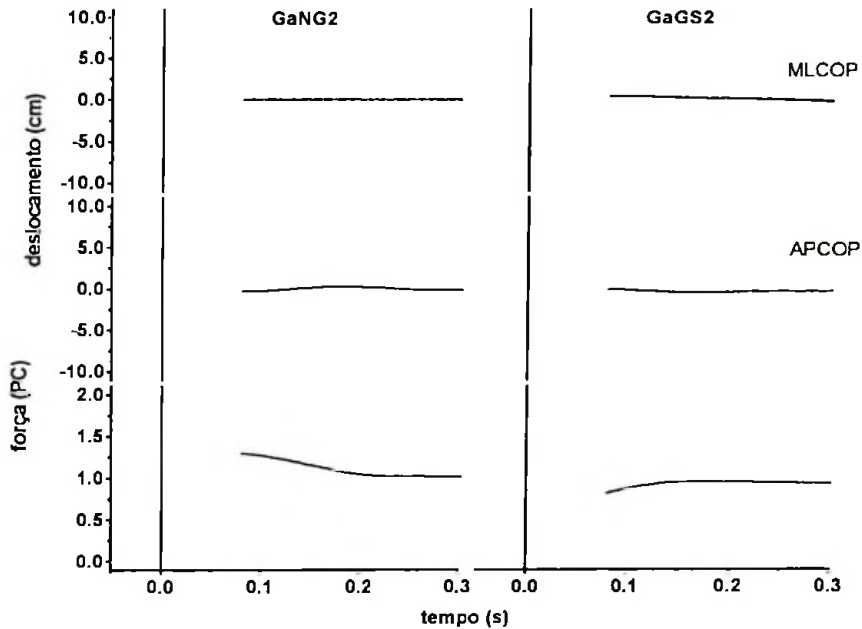


FIGURA 22 - Descrição do ajuste postural compensatório para o apoio direito. Deslocamentos médios do centro de pressão da direção médio-lateral (MLCOP) e ântero-posterior (APCOP) e o componente vertical da força de reação do solo para os grupos GaNG2 e GaGS2. O instante  $t=0,0$  s indica o início do movimento focal.

Em relação a VFRS (FIGURA 20), observamos no apoio esquerdo a preparação para o movimento consiste no aumento da intensidade de VFRS, com seu valor máximo antes do início do movimento. Este comportamento se dá em virtude do critério de início de movimento, e caracteriza o momento em que o pé esquerdo começa a perder o contato com o chão. Conseqüentemente, no apoio ipsilateral, há a oscilação de VFRS. Enquanto para VFRS1 aumenta a intensidade, VFRS2 reduz sua intensidade para valores menores que o valor do próprio peso corporal suportado por este apoio. Com o início do movimento, há um aumento da FRS, verificado na parte inferior e direita da FIGURA 20, a partir do instante  $t=0,0$  s. Tal padrão é semelhante para GaGS2 (FIGURA 20).

Considerando o apoio que se mantém, durante o tempo do movimento, em contato com o chão, observamos que os padrões da trajetória de APCOP e MLCOP são parecidos para o GaNG2. A diferença entre as curvas é a defasagem temporal entre elas. A trajetória do COP indica que APA desloca COP para a esquerda e para frente. Por outro lado, a forma das trajetórias das mesmas variá-

veis de GaGS2 apresenta dois fatos: elas não são parecidas entre si e nem se assemelham com as mesmas componentes observadas no GaNG2. Na FIGURA 21, verificamos que, enquanto MLCOP aumenta, APCOP mostra uma redução com a aproximação do início do movimento. Isto significa que APA de GaGS2 é mover o corpo para esquerda e para trás.

Os perfis das curvas dos valores médios da FRS e do COP indicam estratégias diferentes para a manutenção da postura ereta. Para GaNG2, a estratégia observada no APA é diferente que a utilizada pelo GaGS2, que mostrou deslocamento prévio para trás e em direção ao pé a ser elevado.

Verificamos que a perturbação originada pelo movimento focal causou a mesma estratégia de deslocamento do MLCOP e também causa outra estratégia do APCOP. Nota-se que a direção não perturbada pelo movimento focal apresenta diferentes estratégias no APC para terminar na mesma posição final.

O APC está representado na FIGURA 22. O VFRS do apoio esquerdo apresenta para o GaNG2 uma redução de sua intensidade para, em seguida, retornar ao valor aproximado do peso corporal suportado por este apoio. No GaGS2, não observamos uma redução da VFRS, mas a manutenção de valores próximos ao peso suportado pelo apoio. A trajetória do COP está indicada nos gráficos centrais e superiores da FIGURA 22. APC para GaNG2 se caracteriza pelo deslocamento da posição lateral mais distante para manter-se na posição oposta, à direita do centro do apoio. Para APCOP observamos um solavanco para frente e um retorno para trás, seguido do posicionamento do COP para frente. Tal padrão é semelhante para GaGS2, considerando a existência de defasagem temporal entre estas curvas. O padrão de MLCOP do GaGS2 também é semelhante ao do GaNG2.

TABELA 14 - Valores médios de RMS para as curvas de valores médios do componente vertical da força de reação do solo e para as curvas de valores médios do centro de pressão (COP) para a direção médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), nos grupos GaNG2 e GaGS2, no ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC).

		GaNG2 n=45	GaGS2 n=20
APA	VFRS	5,59±0,20	25,05±6,00
	MLCOP	0,20±0,14	0,35±0,17
	APCOP	0,09±0,12	0,13±0,06
APC	VFRS	0,56±2,70	9,89±4,39
	MLCOP	0,10±0,06	0,18±0,12
	APCOP	0,01±0,02	0,08±0,03

A TABELA 14 apresenta os valores RMS das séries de VFRS e de COP. Estes valores representam a variabilidade de cada série. Verificamos que a variabilidade de FRS para GaNG2 é menor que a variabilidade do GaGS2 ( $p < 0,001$ ), quando descrevemos o comportamento do APA. Da mesma forma, o GaNG2 mostra menor variabilidade do MLCOP ( $p < 0,001$ ) que o valor encontrado para GaGS2. Em ambos os grupos ( $p < 0,001$ ), a variabilidade é maior em MLCOP. Em relação ao APC, também apresentado na TABELA 14, VFRS, MLCOP e APCOP apresentam diferenças entre grupos: GaNG2 apresenta menor variabilidade nas três variáveis ( $p < 0,001$ ).

Para as relações intergrupos, comparamos a variabilidade dos componentes do COP entre os ajustes posturais, através do teste T de Student. Para GaNG2, a variabilidade de MLCOP é maior que a variabilidade de APCOP para APA ( $p < 0,001$ ) e APC ( $p < 0,001$ ); e a variabilidade do APA é maior que de APC tanto para APCOP ( $p < 0,001$ ) quanto APC ( $p < 0,001$ ). Para o grupo GaGS2, observamos os mesmos tipos de diferenças: a variabilidade de MLCOP é maior que a variabilidade de APCOP para APA ( $p < 0,001$ ) e APC ( $p < 0,001$ ); e a variabilidade do APA é maior que de APC tanto para APCOP ( $p < 0,001$ ) quanto APC ( $p < 0,001$ ).

Na TABELA 15, estão apresentados os coeficientes de variação para a comparação dos padrões das curvas dos valores médios do COP para proceder à análise intra-sujeitos. Para APA, CV é maior no grupo GaGS2, tanto para MLCOP ( $p = 0,008$ ) quanto APCOP ( $p < 0,001$ ). O mesmo ocorre no APC porque CV é maior no grupo GaGS2, tanto para MLCOP ( $p = 0,01$ ) quanto APCOP ( $p < 0,001$ ). No grupo GaNG2 não existem diferenças para CV entre direções do COP ou ajus-

tes posturais. Para o grupo GcGS2, durante APC, CV de APCOP é maior do que MLCOP ( $p=0,01$ ) e o CV de APCOP aumenta do APA para APC ( $p<0,001$ ).

TABELA 15 - Valores médios de coeficiente de variação para as curvas de valores médios do centro de pressão (COP), na direção médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), para o ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (APC), nos grupos GaNG2 e GaGS2.

		GaNG2 n=45	GaGS2 n=20
APA	MLCOP	62,3±37,5	86,9±20,8
	APCOP	54,4±43,9	92,0±6,2
APC	MLCOP	70,8±41,0	94,8±9,0
	APCOP	57,1±31,7	100,0±0,0

### 5.2.3 Estudo 02.3: O efeito do movimento focal no ajuste postural

O APA associado ao movimento de salto com os dois pés busca criar um desequilíbrio inicial (Le PELLEC & MATON, 1999) para a execução do salto. De acordo com os autores, o desequilíbrio acontece na redução do VFRS.

Na TABELA 16, estão apresentados os valores médios por sujeito dos valores RMS da VFRS e da trajetória do APCOP e MLCOP não normalizada e normalizada pela estatura, durante o APA. Não verificamos diferenças significativas dos valores de variabilidade de VFRS ou do COP entre os grupos. Após a normalização do COP, observamos diferenças significativas. Especificamente, para a variabilidade de APCOP, encontramos uma diferença entre os grupos ( $F_{(2,72)}= 4,33, p=0,01$ ): GaGS2 tem maior variabilidade do APCOP que GcGA2 ( $p<0,05$ ). Também encontramos diferença significativa entre os valores de variabilidade para as duas componentes do centro de pressão em todos os grupos. O APCOP apresenta maior variabilidade do que MLCOP ( $p<0,001$ ) nos três grupos.

TABELA 16 - Valores médios do RMS não normalizados e normalizados para componente vertical da força de reação do solo (VFRS), centro de pressão na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) para os grupos (GcGA2 n=10, GaNG2 n= 45 e GaGS2 n=20).

Grupo	VFRS (%PC)	Não normalizado		Normalizado	
		APCOP (cm)	MLCOP (cm)	APCOP (cm/s)	MLCOP (cm/s)
GcGA2	3,4±0,9	0,45±0,16	0,13±0,05	2,5±0,5	0,7±0,5
GaNG2	2,2±1,7	0,68±0,64	0,14±0,18	3,2±1,0	0,6±0,9
GaGS2	19,1±34,8	0,93±0,38	0,25±0,06	3,5±0,7	0,8±0,6



Os valores de deslocamento do COP da posição de início do APA até o início do movimento focal (TABELA 17) indicam qual é o deslocamento prévio do corpo necessário para contrabalançar o desequilíbrio causado pelo movimento focal. Além disto, a direção tomada pelo movimento é dada pelo sinal do desvio. Observamos no GcGA2 e GaNG2 tanto desvios com valores positivos e negativos. Em relação ao valor médio do desvio de APCOP, encontramos diferenças entre os grupos ( $F_{(2,72)}=127,70$ ,  $p<0,001$ ): o desvio de GaGS2 é menor que o desvio de GaNG2 ( $p<0,05$ ) e GaGS2 ( $p<0,05$ ), enquanto o desvio de GaGS2 é maior que o desvio de GaNG2 ( $p<0,05$ ). Por outro lado, não encontramos diferenças entre os grupos para o valor médio do desvio de MLCOP. Em todos os grupos, o desvio é maior em APCOP do que MLCOP, tanto para valor não normalizado do desvio ( $p\leq 0,002$ ) quanto o valor normalizado pela estatura ( $p<0,001$ ).

O lado direito da TABELA 17 contém os valores normalizados do desvio do COP. Em relação às direções do COP, observamos que em APCOP existe diferença entre os grupos ( $F_{(2,72)}=1061,04$ ,  $p<0,001$ ): o desvio de GaGS2 é menor que o desvio de GaNG2 ( $p<0,05$ ) e GaGS2 ( $p<0,05$ ); enquanto o desvio de GaGS2 é maior que o desvio de GaNG2 ( $p<0,05$ ).

TABELA 17 - Valores da mediana e médios do desvio e do desvio normalizado pela estatura do centro de pressão ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) da posição de início do ajuste postural antecipatório até o início do movimento focal dos grupos (GcGA2, GaNG2 e GaGS2).

	Desvio (cm)				Desvio normalizado (%estatura)			
	mediana		média		mediana		média	
	APCOP	MLCOP	APCOP	MLCOP	APCOP	MLCOP	APCOP	MLCOP
GcGA2 (n=10)	1,0	0,2	2,1±1,0	0,4±1,1	5,7	1,3	10,4±1,1	1,7±1,2
GaNG2 (n= 45)	-0,6	0,1	3,9±1,0	0,4±1,7	-2,5	0,3	16,6±0,9	1,7±1,7
GaGS2 (n=20)	-7,6	-0,3	7,0±0,4	0,5±1,1	-29,5	-1,0	25,0±0,7	1,4±1,3

Na TABELA 18, os valores médios da velocidade de saída do movimento focal não indicam diferenças entre os grupos. Duas diferenças são identificadas para os valores médios de velocidade quando comparamos os grupos ( $F_{(2,72)}=160,98$ ,  $p<0,001$ ): GaGS2 tem velocidade média de início do movimento focal maior que nos grupos GcGA2 ( $p<0,05$ ) e GaNG2 ( $p<0,05$ ).

TABELA 18 - Valores médios da velocidade de saída do pé esquerdo para realização do movimento focal para os grupos (GcGA2 n=10, GaNG2 n= 45 e GaGS2 n=20).

Grupo	Velocidade (m/s)
GcGA2	2,0±0,1
GaNG2	2,3±0,2
GaGS2	4,3±0,8

#### 5.2.4 O efeito da repetição no ajuste postural

Verificamos se a variação do ajuste postural apresenta correlação com as tentativas realizadas. Esta análise é realizada com análise de regressão linear e regressão de um polinômio de 2º grau.

Na TABELA 19, estão os coeficientes de regressão linear para a relação de RMSCOP, durante APA para os grupos GaNG2 e GaGS2. Apenas quando o valor RMS é normalizado, observa-se uma correlação linear entre a mudança de variabilidade e as tentativas no grupo GaNG2. Neste caso, a variabilidade do APA na direção AP diminui quando o movimento é repetido. Para o grupo GaGS2, APCOP apresenta-se correlacionado com as tentativas.

Na parte esquerda da TABELA 19, estão os valores dos coeficientes de regressão linear para a relação entre o desvio do COP e a tentativa para os grupos GaNG2 e GaGS2, respectivamente. Nenhum valor de correlação significativo é observado na relação entre o desvio do COP no APA e as tentativas.

TABELA 19 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS, desvio e tentativas do ajuste postural antecipatório para os grupos GaNG2 e GaGS2. R<sup>2</sup> indica a correlação linear e p indica o nível de significância.

	Variável	Inclinação	RMS		desvio			
			R <sup>2</sup>	p	inclinação	R <sup>2</sup>	p	
GaNG2 n=20	Não normalizado	MLCOP	-	-0,24	0,31	+	0,005	0,62
		APCOP	+	0,15	0,51	+	0,06	0,08
	Normalizado	MLCOP	-	-0,50*	0,02	+	0,001	0,83
		APCOP	-	-0,43	0,05	+	0,005	0,63
GaGS2 n=20	Não normalizado	MLCOP	+	0,05	0,11	+	0,12	0,59
		APCOP	+	0,33***	0,0001	-	-0,29	0,20
	Normalizado	MLCOP	+	0,001	0,77	-	0,38	0,09
		APCOP	+	0,18**	0,002	-	-0,23	0,31

Na TABELA 20, estão apresentados os valores dos coeficientes da regressão de segundo grau para a relação entre o valor RMS do COP, durante APA e a tentativa para os GaNG2 e GaGS2, respectivamente. Observamos

a tentativa para os GaNG2 e GaGS2, respectivamente. Observamos correlação quadrática entre a variabilidade da trajetória do APA e as tentativas. No caso, tanto a trajetória normalizada quanto a não normalizada do APCOP apresentam significância na regressão polinomial. Desta forma, a variabilidade da trajetória apresenta dependência quadrática com a repetição do movimento.

No lado esquerdo da TABELA 20, estão os valores dos coeficientes de regressão de um polinômio de 2º grau para a relação entre o desvio do COP e as tentativas para o grupo GaNG2. Os desvios de MLCOP e APCOP, durante APA, mostram dependência ao quadrado com a repetição do movimento.

TABELA 20 - Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores RMS e tentativas do ajuste postural antecipatório para o Grupo GaNG2. Valores dos coeficientes da regressão de polinômio de 2 grau entre os valores desvio a posição inicial do centro de pressão (COP) e posição do COP no início do movimento, em relação à tentativa. R<sup>2</sup> indica a correlação linear e p indica o nível de significância.

n=20	Variável	RMS		DESVIO	
		R <sup>2</sup>	p	R <sup>2</sup>	p
Não normalizado	MLCOP	0,14	0,03	0,42***	0,0001
	APCOP	0,36***	0,0001	0,34***	0,0001
Normalizado	MLCOP	0,08	0,14	0,38***	0,0001
	APCOP	0,20***	0,008	0,24**	0,002

Na TABELA 21, estão os coeficientes das regressões lineares para a relação variabilidade do APA e a velocidade de saída do movimento focal. Encontramos correlações lineares significantes para o GaNG2 e GaGS2.

TABELA 21 - Valores dos coeficientes da regressão linear entre os valores RMS e a velocidade de saída movimento focal. R<sup>2</sup> indica a correlação linear e p indica o nível de significância.

Grupos	inclinação	R2	p
GcGA2	+	0,24	0,51
	+	0,40	0,24
GaNG2	+	0,26	0,49
	+	0,36	0,30
	+	0,53	0,09
	+	0,12	0,73
	-	0,80**	0,003
	+	0,77**	0,004
	+	0,21	0,52
GaGS2	+	0,46	0,20
	-	-0,40	0,36
	+	0,77**	0,005
	+	0,80*	0,01
	+	0,50	0,07

### 5.3 Discussão dos resultados

#### 5.3.1 A descrição do ajuste postural

O VFRS apresenta padrões semelhantes, quando comparamos o mesmo apoio entre os grupos. Para o apoio esquerdo, APA consiste na redução da força porque o apoio perderá o contato com o chão. Isso serve para diminuir a porção do peso corporal suportado pela perna que entrará em movimento (BLASZCZYK, PRINCE, RAICHE & HÉBERT, 2000), diminuindo a inércia do segmento, facilitando a tarefa de elevação do segmento inferior e reduzindo a perturbação causada pelo movimento (MILLE & MOUCHININO, 1998). Enquanto no apoio direito, há o aumento da força vertical.

Na parte superior da FIGURA 21, estão os perfis médios do MLCOP para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2, durante APA. Para esta direção, o movimento observado é trazer COP para a direita. Para os grupos, verificamos que a trajetória do COP apresenta um ponto de inflexão que se destaca. Após este instante, o deslocamento para direita se torna mais lento. O deslocamento do COP auxilia a manutenção do equilíbrio e antecipa-se à futura final do COM, após o movimento focal ser realizado (MILLE & MOUCHININO, 1998).

Este mecanismo está ilustrado na FIGURA 23. O deslocamento prévio do COP no mesmo sentido do deslocamento do COM serve para posicionar FRS

em Para minimizar as oscilações do corpo no plano frontal, especialmente, proporcionando momentos de força com sentido contrário aos que serão produzidos pelo COM, no final do movimento focal.

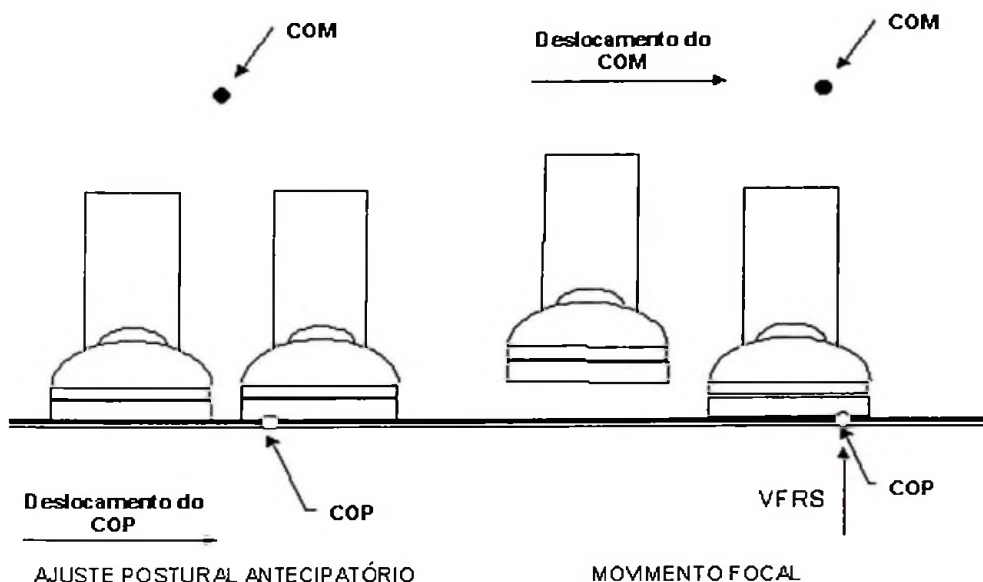


FIGURA 23 - Ilustração do mecanismo do ajuste postural antecipatório do centro de pressão (COP, círculo vazado) na direção médio-lateral. O sentido do movimento do centro de massa (COM, círculo cheio) indica para onde migra o COM quando o apoio esquerdo é levantado. VFRS indica o componente vertical da força de reação do solo.

Na FIGURA 20, estão os valores médios para cada grupo (GcGA2, GaNG2 e GaGS2) da variabilidade e desvio do VFRS. Verificamos valores semelhantes para a variabilidade de VFRS quando comparamos entre os grupos para cada plataforma de força. Contudo, há tendência para menor variabilidade da força vertical no apoio direito, que será único após o início do movimento focal.

Em relação ao desvio de VFRS tem quando é iniciado o ajuste postural antecipatório, verificamos maiores valores para o apoio direito nos grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2. É interessante notar que há predominância na direção da variação da força na maioria dos grupos. A exceção é o grupo GaNG2 que apresenta pequeno valor de desvio provavelmente por causa de diferentes direções de desvio escolhidas pelos componentes do grupo. Notamos também que o desvio da força vertical é maior no apoio direito.

Na parte inferior da FIGURA 21, observamos a trajetória do APCOP,

durante APA. Os valores médios do deslocamento são menores que na direção ML. Observamos padrões para COP nesta direção, no GcGA2 COP apresenta deslocamento para trás, em seguida, para frente e depois para trás novamente, no GaNG2 COP apresenta deslocamento para trás e, em seguida, deslocamento para frente e no GaGS2 COP parte de uma posição mais posterior que os outros dois grupos para deslocamento para frente, em seguida. Os pontos de inflexão indicam que as mudanças de direção da trajetória do APCOP ocorrem no mesmo instante que os pontos de inflexão do MLCOP, para todos os grupos experimentais.

Na TABELA 16, estão apresentados os valores médios da variabilidade do APCOP e MLCOP para os grupos GcGA2, GaNG2 e GaGS2. Em relação à plataforma P1, não existem diferenças significativas entre as direções do COP para relação inter ou intragrupos. Por outro lado, em relação à plataforma de força P2, verificamos que a variabilidade do MLCOP é maior do que APCOP; entretanto, não verificamos diferenças entre os grupos experimentais. Este resultado indica que a variabilidade do COP sob o apoio direito é maior na direção perpendicular à direção do movimento focal. Enquanto no apoio do pé esquerdo, a variabilidade em ambas direções é semelhante. Assim, o papel do APA pode estar relacionado a diminuir a variabilidade do COP na direção da perturbação.

O lado esquerdo da TABELA 16 contém os valores de variabilidade do COP normalizados pela velocidade de saída do movimento focal, durante a execução do movimento focal. Para o início do andar, a velocidade inicial do andar é escalonada pela amplitude e duração do APA (DIETRICH, BRENIERE & DO, 1994). Acreditamos que a normalização pela velocidade do movimento focal sirva para reforçar outros efeitos que podem estar presentes no APA. Além disso, LEPPERS & BRENIERE (1995) e LEPPERS, BRENIERE & MATON (1999) indicam a covariação entre máximo deslocamento para trás do COP e a velocidade alcançada no início do andar. Esta relação é reforçada quando observamos que a duração do APA para o início do andar é afetada pela redução da base de apoio (COUILLANDRE, BRENIERE & MATON, 2000).

Não observamos diferenças significativas para a variabilidade do COP

quando analisamos os resultados da plataforma P1. E encontramos diferenças significativas para a variabilidade do COP quando comparamos as direções do COP da plataforma de força P2. No caso, MLCOP tem maior variabilidade, durante APA. Não verificamos diferenças entre os grupos experimentais. Como estes valores estão normalizados pela velocidade do movimento focal, podemos considerar que a velocidade do movimento focal não influencia a diferença de variabilidade entre as duas direções do COP, observados no apoio direito.

Na TABELA 17, estão apresentados os valores médios do desvio do COP desde o início APA até o início do movimento focal. Esta medida é interessante porque indica o quanto é deslocado COP neste período. A direção do deslocamento é indicada pelo sinal do desvio. Valores positivos indicam para a direção ML, a direção esquerda, e para direção AP, a direção anterior. Em relação à plataforma de força P1, todos os grupos apresentam valores médios com a mesma direção quando analisamos as direções do COP. Notamos valores maiores do desvio no MLCOP. Na plataforma de força P2, na direção ML os grupos têm o desvio médio para a mesma direção (esquerda). Para APCOP, há direções diferentes. Assim, os GcGA2 e GaNG2 movem COP para frente enquanto o GaGS2 move COP para trás. Além disso, os valores do desvio são maiores MLCOP.

No lado esquerdo da TABELA 17, estão os valores de devCOP normalizados pela velocidade de início do movimento focal. Notamos que a velocidade do movimento focal não altera a direção de devCOP, seja em relação às direções das componentes do COP, seja em relação aos grupos ou entre plataformas de força.

Notamos o efeito de escala na variabilidade do APA de alguns indivíduos dos grupos GaNG2 e GaGS2. A variabilidade do APA aumenta de acordo com o aumento da velocidade de início do movimento focal. É interessante notar que este fato somente acontece em adultos e tem comportamento contrário ao reportado por SCHIMITZ *et al.* (1999). O amadurecimento do controle postural pode ser responsável por este tipo de resposta.

### 5.3.2 A relação ajuste postural e repetição da tarefa

Verificamos nas TABELAS 19 e 20 que a análise de regressão linear e polinomial, os resultados não indicam uma relação estatisticamente significativa entre dois parâmetros selecionados do APA e a série de repetições. Estes resultados são observados tanto para os parâmetros não normalizados quanto os normalizados. Este resultado pode ser consequência do processo de seleção das tentativas dentro da sessão experimental de cada sujeito.

## 5.4 Conclusões sobre o Experimento 02

Em relação à tarefa 02.1:

- padrão de FRS, durante a execução do movimento é semelhante para os grupos, com uma redução gradativa da força. O MLCOP desloca-se para direita enquanto o movimento focal é realizado. O APCOP comporta-se diferentemente por causa destes grupos. No GcGA2, COP apresenta deslocamento para trás, em seguida, para frente e depois para trás novamente; no GaNG2, COP apresenta deslocamento para trás e, em seguida, deslocamento para frente; e no GaGS2, COP parte de uma posição mais posterior que os outros grupos para deslocamento para frente em seguida. O ponto de inflexão que indica as mudanças de direção da trajetória do APCOP ocorre no mesmo instante que os pontos de inflexão do MLCOP em todos os grupos experimentais.
- análise de regressão não indica relações lineares e nem polinomiais de 2ª ordem entre os parâmetros do ajuste postural e a repetição da tarefa 02.1.
- variabilidade do COP sob o apoio direito é maior na direção ML. Enquanto no apoio do pé esquerdo, a variabilidade em ambas direções é semelhante. Assim, o papel do APA pode estar relacionado a diminuir a variabilidade do COP na direção da perturbação. Na plataforma de força P2, na direção AP, o desvio do COP depende do grupo. Os grupos GcGA2 e GaNG2 movem COP para frente enquanto o GaGS2 move COP para trás.
- velocidade do movimento focal não influencia a diferença de variabilidade entre



as duas direções do COP observados no apoio direito.

Em relação à tarefa 02.2:

- estratégia adotada é diferenciada entre os grupos. No APA, COP é para a esquerda e para frente para o GaNG2. APA para o GaGS2 é mover o corpo para esquerda e para trás. Verificamos que a perturbação originada pelo movimento focal causa a mesma estratégia de deslocamento do MLCOP e causa diferente estratégia do APCOP.
- variabilidade é maior na direção ML, e GaNG2 mostra menores valores que GaGS2. APCOP indica diferença entre grupos, GaNG2 apresenta maior variabilidade. Enquanto a variação do MLCOP é maior no GaNG2; enquanto APCOP apresenta maior variação no GaGS2.

Em relação à tarefa 02.3:

- há diferentes estratégias de controle da postura ereta para uma perturbação causada por deslocamento do centro de massa do sistema. A diferenciação também ocorre entre as direções do COP. O MLCOP apresenta maior variabilidade do que APCOP, não importando a direção do movimento focal.
- não há diferença de variabilidade do COP entre grupos. APCOP apresenta maior variabilidade do que MLCOP. A variabilidade de APCOP normalizada pela velocidade de início do movimento focal no APA diminui enquanto o movimento é repetido para o GaNG2 e GaGS2. O mesmo parâmetro não normalizado diminui enquanto o movimento é repetido para o grupo GcGA2.
- observamos no GcGA2 e GaNG2 desvios do COP com valores positivos e negativos. Para o GaGS2, observamos que o deslocamento em APCOP é no sentido posterior. O valor absoluto do desvio é maior para APCOP.
- variabilidade da trajetória apresenta dependência quadrática com a repetição do movimento. Tanto MLCOP quanto APCOP no APA mostram dependência ao quadrado com a repetição do movimento no grupo GaNG2. Os grupos GaNG2 e GaGS2 apresentam participantes que mostram dependência quadrática entre a variabilidade do APA e a velocidade do movimento focal.

Em relação à repetição da tarefa, observamos efeito de escala entre a

variabilidade do APA e a velocidade de início do movimento focal em alguns indivíduos adultos.

Em relação ao problema conceitual do Experimento 02, expresso pela questão: *como é e o que influencia a organização da estratégia postural?* A estratégia postural é descrita pelo formato do APA, que varia por causa destes grupos. A repetição de cinco vezes indica correlação entre a tarefa e a repetição para alguns componentes dos grupos. A direção do movimento focal altera o APA. Por meio deste experimento, descrevemos os ajustes posturais associados ao movimento da coxa a partir da informação de cada apoio.

## 6 EXPERIMENTO 03: POSTUROGRAFIA DINÂMICA – EFEITO DO TREINAMENTO EM GINÁSTICA OLÍMPICA NO CONTROLE POSTURAL

Diferentes classes de fatores afetam as habilidades motoras humanas. Fatores relacionados à experiência motora e a biomecânica do movimento humano têm importante influência na performance motora. Pesquisas sobre o desenvolvimento do controle postural indicam que as respostas posturais dependem da maturação, da organização temporal e espacial dos padrões de ativação muscular, e do estabelecimento de um quadro de referências baseado em informações sensoriais. Contudo, não é conhecido o mecanismo que opera estes fatores ou mesmo se ele mantém o mesmo nível de importância para todos os tipos de resposta postural. A organização temporal e espacial dos padrões de ativação muscular para manter o equilíbrio é fortemente afetada por esses fatores.

O terceiro problema conceitual desta tese está associado ao estudo dos ajustes posturais. Acreditamos que a escolha de um tipo especial de amostra e atividade motora pode sensivelmente contribuir para a finalização do tema abordado na busca das variáveis que indicam as modificações no controle postural em diferentes idades e atividades motoras.

O objetivo é analisar e descrever os ajustes posturais por causa de sua aprendizagem, da restrição sensorial e de uma seqüência de movimentos focais.

## 6.1 Protocolo experimental e da análise dos resultados

Três estudos são conduzidos para estudar o efeito do treinamento em ginástica olímpica: *efeito da aprendizagem da tarefa, efeito da restrição sensorial, e efeito de uma série de movimentos focais.*

Os equipamentos utilizados para cada estudo são:

- estudo 03.1: efeito da aprendizagem da tarefa - é mensurado COP a partir de uma plataforma de força Kistler 9287A. Um eletromiógrafo Bagnoli-8 da Delsys Inc é usado para obter a atividade de quatro músculos (m. tibial anterior esquerdo e direito e m. gastrocnêmico lateral esquerdo e direito). A atividade muscular é coletada com eletrodo bipolar, diferencial e de superfície sobre o ponto motor do músculo. O início do movimento é detectado por um sensor colado sobre a superfície da plataforma de força e posicionado sob o calcanhar da perna elevada. Este é o sinal de referência. Os sinais da plataforma de força, EMG e de referência são condicionados e digitalizados em frequência de 1 kHz com 12 bits de resolução com placa de aquisição de dados gerenciada pelo software Bioware 3.0 instalado em PC 486 DX 200 MHz.
- estudo 03.2: efeito da restrição sensorial - mesmo protocolo e equipamento usado no estudo 03.1.
- estudo 03.3: efeito de uma série de movimentos focais - mesmo protocolo e equipamento usado no estudo 03.1.

A amostra experimental é composta por 43 crianças sem qualquer problema físico ou neurológico. Todos os participantes e seus pais são informados sobre todos procedimentos experimentais e assinam um termo de consentimento aceitando participar do estudo. Estas crianças são divididas em três grupos (TABELA 23): Grupo de Criança Não-Ginasta 3, GcNG3; Grupo de Criança Ginasta Intermediária 3, GcGI3; e Grupo de Criança Ginasta Avançada, GcGA3.

TABELA 22 - Descrição da amostra experimental analisada para o Experimento 03 (média e desvio padrão).

	GcNG3 (n=19)	GcGI3 (n=9)	GaGA3 (n=15)
Idade (anos)	9,8±1,8	11,2±1,8	11,5±1,5
Massa (kg)	36,3±7,8	40,9±7,4	40,5±12,7
Estatura (cm)	140,3±12,1	151,1±8,9	148,7±13,6
Tempo de treinamento (anos)	0	1,6±0,7	2,4±0,8

A FIGURA 24 representa as tarefas realizadas no Experimento 03. Os sujeitos são instruídos para permanecerem descalços sobre o centro da plataforma de força e esperarem até um sinal sonoro para executarem a tarefa motora. A primeira tarefa motora (tarefa 03.1) consiste da elevação da coxa esquerda o mais rápido possível sem perder o equilíbrio e permanecer parado por dois segundos. O movimento de elevação da coxa é feito pela flexão simultânea do joelho e quadril. Cada sujeito executa a tarefa quantas vezes conseguir, durante o intervalo de 100 s. A segunda tarefa motora (tarefa 03.2) é executada dois minutos após o fim da primeira tarefa. Os sujeitos realizam o mesmo movimento com os olhos fechados quantas vezes possível, durante o intervalo de 40 s. Após dois minutos, os sujeitos realizam a última tarefa (tarefa 03.3). A tarefa é executar o mesmo movimento da tarefa 03.1 e, após isso, saltar o mais alto possível mantendo os braços bem perto do tronco quantas vezes for possível, em um intervalo de 40 s.

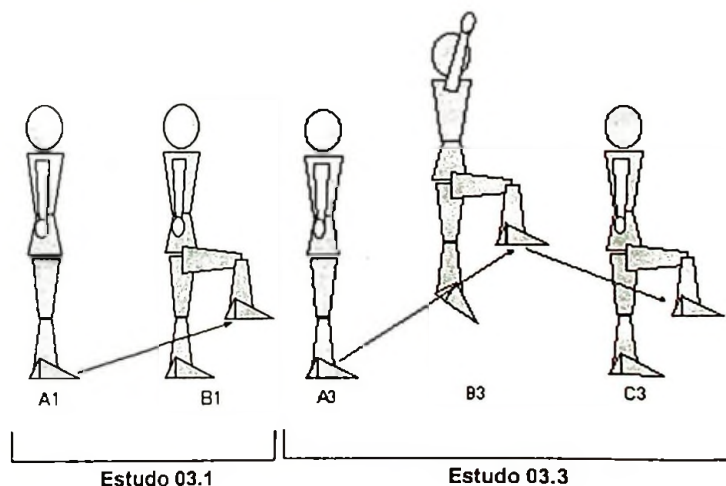


FIGURA 24 - Descrição do movimento focal da tarefa 03.1: A posição inicial A1 é a postura ereta parada. Após um sinal sonoro, o indivíduo realiza o movimento focal (elevação frontal da coxa) até finalizá-lo na posição final B1. Descrição do movimento focal da tarefa 03.3: A posição inicial A3 é a postura ereta parada. Após o sinal sonoro, o indivíduo realiza o primeiro movimento focal B3 e, em seguida, realiza o segundo movimento focal (C3 - salto vertical com apenas um apoio) para concluir este salto com a aterrissagem em um apoio (D).

As seguintes variáveis são obtidas: três componentes ortogonais da FRS, três componentes ortogonais dos momentos de força aplicados na plataforma de força, o sinal de referência e quatro sinais de EMG (músculos m. tibial anterior, direito e esquerdo e m. gastrocnêmico lateral, direito e esquerdo). Todos os sinais brutos são filtrados com filtro passa-baixa (200 Hz) Butterworth de 2a. ordem. O instante de referência ( $t=0$ ) define a série temporal em janelas: APA [-150 ms; 50 ms] e APC [51 ms; 251 ms]. Para cada janela e variável, são calculadas a variabilidade (raiz quadrada da média quadrática, RMS, do sinal no intervalo da janela), a intensidade (integral do sinal no intervalo da janela) e variação ou desvio (diferença entre o último e o primeiro valor na janela). Então, utilizamos a análise dos componentes principais para obter o primeiro componente principal (CP1) das variáveis. O CP1 contabiliza pelo menos 60% da variância total.

A análise multivariada inclui a análise dos componentes principais para reduzir e otimizar as variáveis e análise de aglomerados para agrupar as médias. Os principais componentes de um conjunto de variáveis são as combinações lineares e independentes das respostas que explicam progressivamente menores porções da variância total (MORRISSON, 1990). O primeiro principal componente como um sinal representativo da variabilidade do sistema. Neste sentido, o primeiro componente principal representa a sinergia regendo o sinal.

Depois da otimização, a análise de aglomerados é conduzida para agrupar as médias por causa destes fatores: fatores motores – experiência motora (tempo de treino em ginástica olímpica), idade e nível de performance de ginástica olímpica – e fatores biomecânicos: peso corporal e estatura. O dendrograma (FIGURAS 25 e 26) mostra o agrupamento de médias é calculado ( $p < 0,05$ ) a partir dos resultados do MANOVA, aplicando o algoritmo da distância mais próxima.

A análise de aglomerados é uma ferramenta utilizada para classificar dados em agrupamentos. Este tipo de análise revela associações e estruturas não evidentes uma inspeção inicial dos resultados. O grau de associação é forte em membros de um mesmo agrupamento e fraco entre membros de diferentes agrupamentos. Cada agrupamento pode ser associado a uma classe na qual os mem-

bros do grupo pertencem. Os resultados dos aglomerados contribuem para definir um esquema de classificação para propósitos de diagnóstico e identificação de padrões. A sua interpretação é direta: os agrupamentos são indicados pelas linhas horizontais e a diferença entre agrupamentos é dada pela distância vertical. O primeiro nível de agrupamento ocorre próximo a abcissa. O último nível de agrupamento ocorre na parte superior do dendrograma.

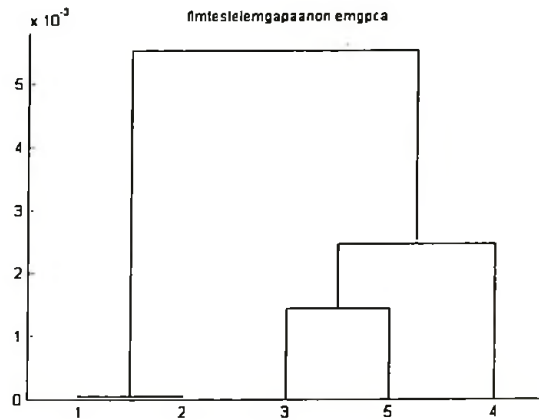


FIGURA 25 - Exemplo de dendrograma. Na abcissa estão representados os níveis do fator analisado. Na ordenada, está apresentado o valor da variável agrupada. As linhas horizontais no dendrograma relacionam os níveis do fator selecionado. As linhas verticais indicam a diferença entre os agrupamentos.

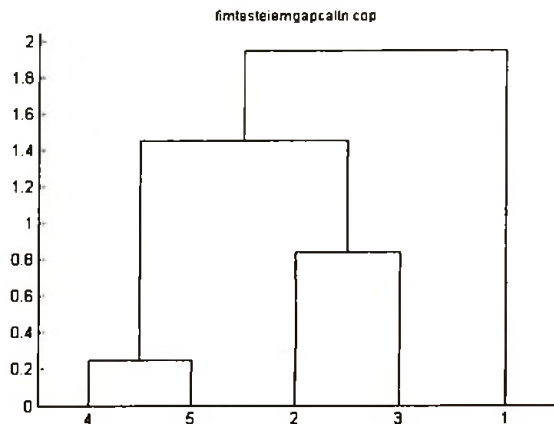


FIGURA 26 - Exemplo de dendrograma descartado para análise. Na abcissa estão representados os níveis do fator analisado. Na ordenada, está apresentado o valor da variável agrupada. As linhas horizontais no dendrograma relacionam os níveis do fator selecionado. As linhas verticais indicam a diferença entre os agrupamentos.

Para alguns fatores, nós agrupamos nos seguintes níveis (TABELA 23):

TABELA 23 - Nível de fatores após normalização da escala.

Nível	Peso corporal (N)	Estatura (cm)	Tempo de treinamento de ginástica (anos)
1	$PC < 250$	$H < 125$	$TG < 1$
2	$250 \leq PC < 350$	$125 \leq H < 135$	$1 \leq TG < 2$
3	$350 \leq PC < 450$	$135 \leq H < 145$	$2 \leq TG < 3$
4	$450 \leq PC < 550$	$145 \leq H < 155$	$3 \leq TG < 4$
5	$550 \leq PC$	$155 \leq H$	$4 \leq TG$

A interpretação do dendrograma é direta. Os primeiros grupos formados, com valor menor na ordenada, são os mais próximos. São agrupados dois níveis de cada vez até incluir todos os níveis da variável analisada.

Ainda sobre os fatores, a experiência motora é o tempo que o sujeito treinou ginástica e o nível de performance de ginástica é determinado pelo técnico (intermediário ou avançado). Consideramos os indivíduos leves aqueles com nível um ou dois na escala de fatores, assim como, consideramos os indivíduos pesados com nível quatro e cinco na mesma escala. Semelhante classificação é adotada para a estatura. Indivíduos com estatura no nível um e dois são considerados baixos e indivíduos com estatura no nível quatro e cinco são considerados altos.

Para realizar a análise de componentes principais e análise de aglomerados, as variáveis são normalizadas. EMG é normalizado pela atividade eletromiográfica antes do APA [- 300 ms; - 200 ms], COP é normalizado pela estatura, Força é normalizada pelo peso corporal e Momento de força é normalizado pelo produto do quadrado da estatura e peso corporal.

As variáveis COP, momento de força e EMG e seus parâmetros (desvio, intensidade e variabilidade) são analisados com análise de variância. As variáveis são agrupadas por causa destes três grupos experimentais (GcNG3, GcGI3 e GcGA3). Desta forma, o formato da análise de variância é o seguinte: a) COP – MANOVA 2 x 3, COP – dois níveis (direções AP e ML) e grupo – três níveis (GcNG3, GcGI3 e GcGA3); b) momento de força – MANOVA 3 x 3, momento de força – três níveis (Mx, My, e Mz) e grupo – três níveis; e c) EMG – MANOVA 4 x 3, EMG – quatro níveis (m. tibial anterior direito, EMGtd, m. gastrocnêmio direito, EMGgld, m. tibial anterior esquerdo, EMGtae, e m. gastrocnêmio esquerdo,

EMGgle) e grupo – três níveis. Identificamos as diferenças indicadas pela análise de variância através do teste de Scheffé para Grupo e o teste T de Student com correção de Bonferroni para as variáveis COP, M e EMG.

O nível de significância  $p$  adotado é de 5% ( $p < 0,05$ ). Os testes estatísticos são realizados para cada uma das três situações experimentais (tarefa 03.1, tarefa 03.2 e tarefa 03.3) e para os dois ajustes posturais: APA e APC.

## 6.2 Resultados

### 6.2.1 Caracterização dos ajustes posturais

#### 6.2.1.1 Descrição dos ajustes posturais

Nas FIGURAS 27 a 32, estão apresentados os gráficos com as curvas dos valores médios do COP e EMG nas tarefas 03.1, 03.2 e 03.3, respectivamente.

Os sinais eletromiográficos dos quatro músculos monitorados (m. tibial anterior direito – TAD, m. gastrocnêmio lateral direito – GLD, m. tibial anterior esquerdo – TAE e m. gastrocnêmio lateral esquerdo - GLE) têm seu padrão descrito nas FIGURAS 29, 31 e 33, respectivamente. Observamos que o padrão de ativação muscular não difere entre os grupos. Durante APA, a ativação eletromiográfica se caracteriza por aumento gradativo da atividade. Entretanto, tal comportamento médio é resultado da alta variação dos padrões de EMG intersujeito, indicado pelo coeficiente de variação reduzido.

Utilizamos na comparação intersujeitos um coeficiente de variação modificado: substituímos o valor do desvio padrão da média pelo valor do erro padrão da média, que representa a variação do resultado obtido em torno do provável valor real da média mensurada. Comparativamente, o valor do coeficiente de variação obtido com o erro padrão é o valor do coeficiente de variação calculado com o desvio padrão da média dividido pelo número de graus de liberdade do sistema. Como é comum designar um coeficiente dividido pelo número de graus de liberdade pelo adjetivo reduzido, decidimos chamar o coeficiente de variação obtido com o erro padrão de *coeficiente de variação reduzido* ( $CV_{red}$ ) para não confundi-lo com o



coeficiente de variação. Os valores de  $CV_{red}$  estão na TABELA 34.

Sem exceção, o padrão geral do APCOP durante APA é deslocamento para frente e, no APC, é deslocamento para trás.

Na FIGURA 27, estão as curvas com os valores médios do deslocamento do COP, no APA e APC, na direção AP e ML, para tarefa 03.1. APA do APCOP é diferenciado entre grupos experimentais. Para o GcNG3, o APCOP parte de uma posição posterior e desloca-se para frente. Este tipo de deslocamento ocorre no GcGA3; mas, antes do movimento focal observamos uma oscilação do deslocamento do APCOP. Esta oscilação pode representar um pequeno ajuste no deslocamento, retardando o seu deslocamento para frente para se ajustar ao início do movimento focal. O deslocamento do APCOP no GcGI3 é diferente dos outros grupos porque parte de uma posição anterior e, logo após o início do movimento focal, desloca-se no sentido contrário do APCOP de GcNG3 e GcGA3. Este último deslocamento do COP deve ter a mesma função do deslocamento observado no GcGA3, i.é, retardar o deslocamento do APCOP. Mas, esta oscilação é maior e atrasada porque ocorre após o início do movimento focal.

O APA observado no MLCOP na tarefa 03.1 está representado no quadro inferior e esquerdo da FIGURA 27. A posição do MLCOP no instante de início do movimento focal é semelhante nos grupos: no lado direito. Observamos três comportamentos distintos da trajetória do MLCOP, quando comparamos os grupos. A trajetória do MLCOP no GcNG3 caracteriza-se por um único prévio deslocamento no sentido oposto ao movimento focal. Este deslocamento no sentido oposto ao movimento focal também ocorre na trajetória do MLCOP do GcGA3, após oscilação na trajetória do MLCOP, no sentido do movimento focal. Para o GcGI3, observamos deslocamento contínuo para a posição do COP no movimento focal, sem prévias oscilações, como observadas nos grupos GcGA3 e GcNG3.

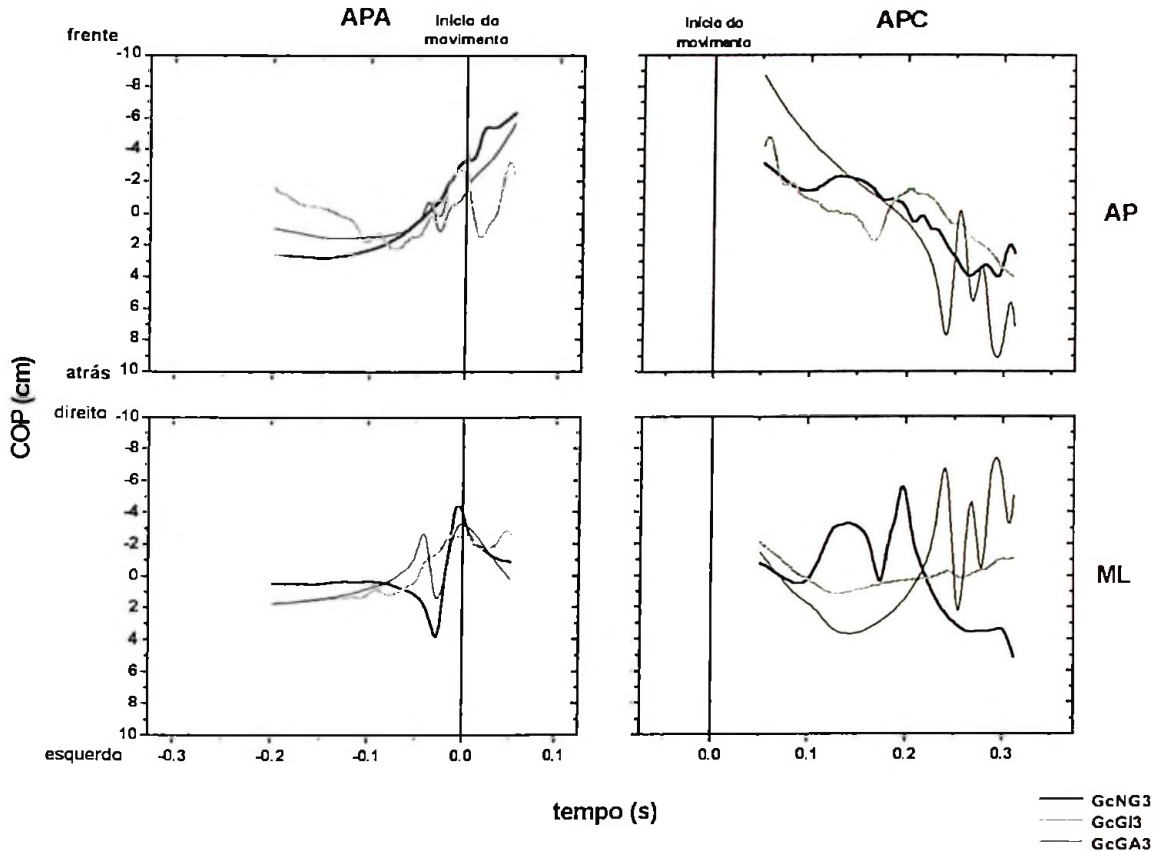


FIGURA 27 - Trajétória do centro de pressão, durante a execução dos ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.1. Na linha superior está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção médio-lateral (ML). A coluna da esquerda apresenta o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.

Em geral, APC no APCOP resume-se ao retorno do COP a uma posição posterior. Para os grupos GcNG3 e GcGI3, observamos oscilações em diferentes sentidos, durante a trajetória do APCOP durante a tarefa 03.1. A trajetória do APCOP no GcGA3 é diferente porque tem distintamente duas fases: uma inicial, em que o APCOP desloca-se para trás sem oscilações e uma final, em que apresenta oscilações.

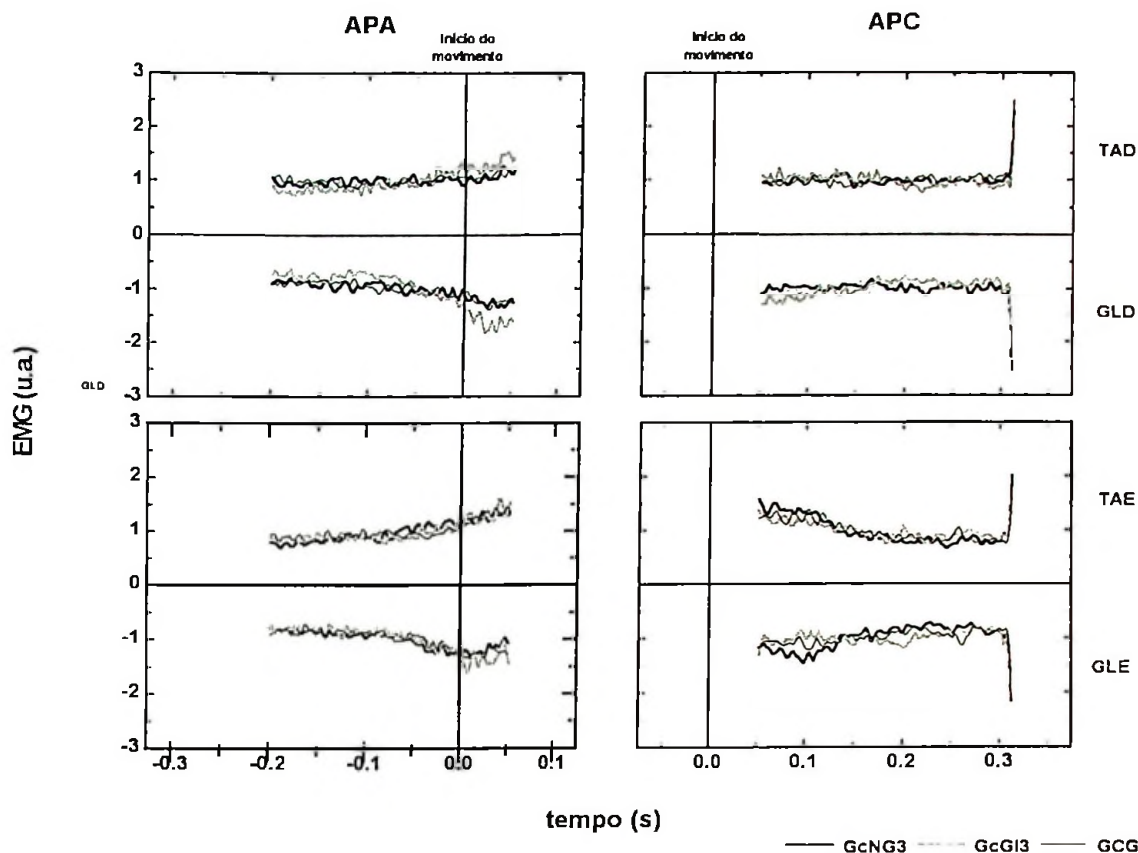


FIGURA 28 - Sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais na execução da tarefa 03.1. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastrocnêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocnêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.

O APC no MLCOP é diferenciado em relação aos grupos na tarefa 03.1. O GcGI3 apresenta uma trajetória com poucas correções, apenas o deslocamento para esquerda para colocar COP em posição central. A trajetória do MLCOP no GcNG3 caracteriza-se por duas fases: na fase inicial ocorrem oscilações do MLCOP e, na fase final, ocorre deslocamento final para esquerda. A trajetória do MLCOP no GcGA3 também se caracteriza por duas fases, mas, diferente do GcNG3, as oscilações do MLCOP ocorrem na fase final.

Os ajustes posturais observados no APCOP e MLCOP, na tarefa 03.2, estão na FIGURA 29. Com os olhos fechados, a execução da tarefa motora apre-

senta trajetórias do COP diferentes e com menores oscilações do que a execução da mesma tarefa com os olhos abertos. Na parte superior e esquerda da FIGURA 29, está APA observado no APCOP. O início do ajuste postural antecipatório no GcNG3 caracteriza-se por uma oscilação na trajetória do APCOP, em seguida, o APCOP desloca-se para frente, da mesma forma que as trajetórias observadas no GcGI3 e GcGA3. As trajetórias do APCOP dos grupos GcGI3 e GcGA3 no APA são semelhantes e não oscilam como no GcNG3. A trajetória do MLCOP deste dois grupos no APA também é semelhante, sem apresentar oscilações. Ao passo que a trajetória do MLCOP no GcNG3 apresenta, como observado no componente ântero-posterior, uma pequena oscilação no início do ajuste postural.

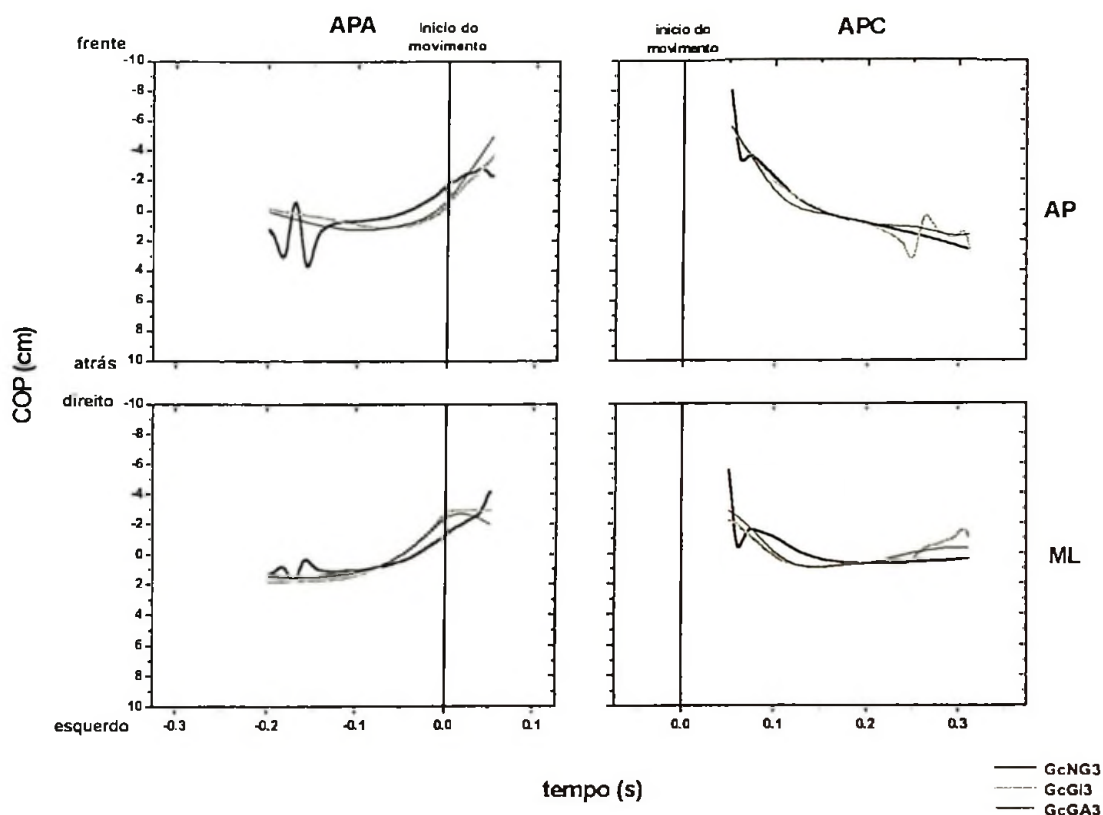


FIGURA 29 - Trajetoria do centro de pressão durante a execução dos ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.2. Na linha superior, está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção médio-lateral (ML). A coluna da esquerda representa o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.

O APC na tarefa 03.2 está apresentado na coluna direita da FIGURA 29. No GcNG3, observamos que o deslocamento do APCOP apresenta brusco deslocamento para trás, seguido de pequena oscilação que corrige a trajetória do APCOP, tornando-a semelhante à trajetória do APCOP nos GcGI3 e GcGA3. O deslocamento do APCOP no GcGI3 é menos abrupto que no GcNG3, durante o APC; entretanto, no final do APC, ocorre uma oscilação não observada anteriormente. Para o GcGA3, a trajetória do APCOP é a mais suave dos três grupos, sem apresentar oscilações ou bruscas modificações no deslocamento do APCOP. Tal trajetória sem oscilações também é observada no mesmo grupo GcGA3, durante APC na direção ML. Na direção ML, o deslocamento do COP é semelhante em GcGI3 e GcGA3, mas a trajetória do MLCOP no GcGI3 apresenta uma pequena oscilação no final do APC. A trajetória do MLCOP que mais apresenta oscilações é a do GcNG3. Como em APCOP, APC no MLCOP apresenta brusco deslocamento. Este deslocamento ocorre para o lado esquerdo e é reduzido por uma oscilação na trajetória do COP, reduzindo a inclinação do deslocamento, mas não tornando a trajetória semelhante à trajetória do MLCOP no GcGA3 e GcGI3.

Na FIGURA 31, estão apresentados os ajustes posturais observados, durante a realização da tarefa 03.3. Esta tarefa é a semelhante à tarefa 03.1, a única diferença é, após a execução do movimento focal, a realização de um salto vertical. Inicialmente, observamos que as trajetórias do APCOP e MLCOP na tarefa 03.3 são diferentes das trajetórias do COP na tarefa 03.1.

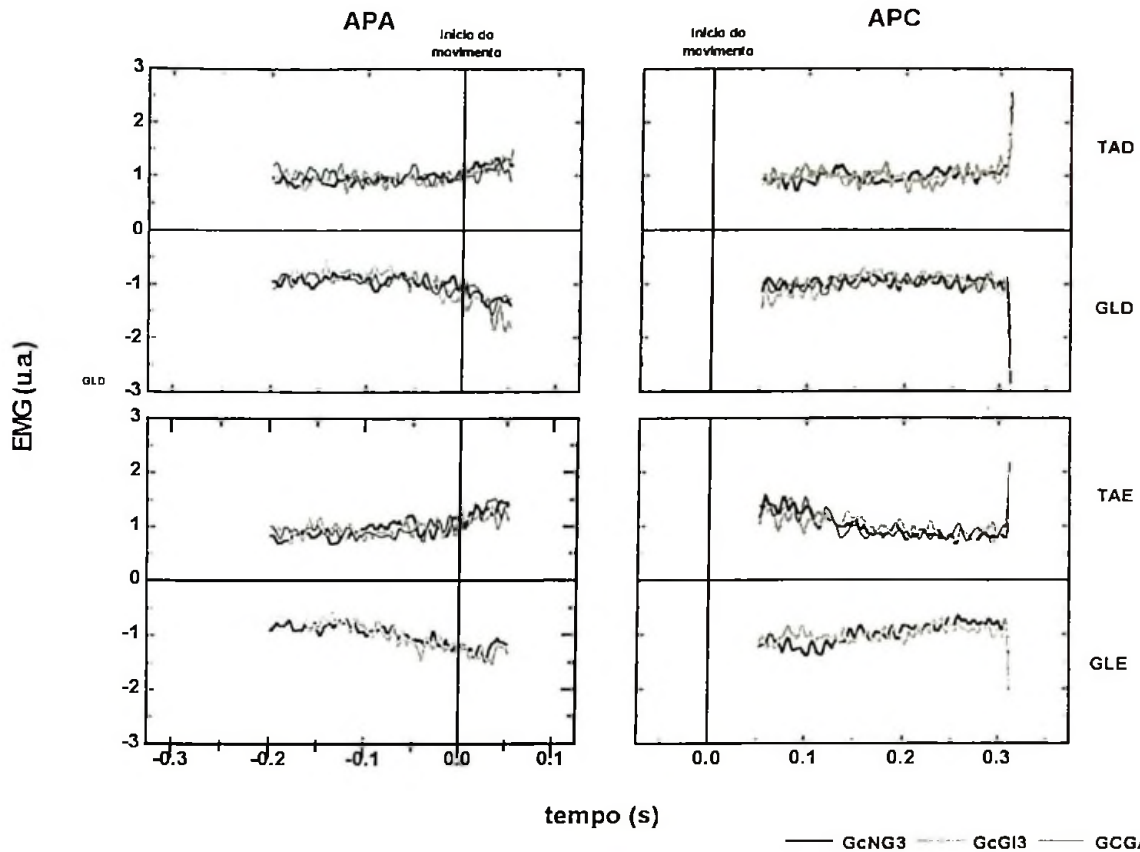


FIGURA 30 - Sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais na execução da tarefa 03.2. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastrocnêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão os EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocnêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.

Na parte superior esquerda da FIGURA 31, está representada a trajetória do APCOP durante o APA da tarefa 03.3. APA no GcNG3 caracteriza-se por um conjunto de oscilações que se estendem, durante todo o ajuste postural. As oscilações diminuem no GcGI3 para o mesmo ajuste e direção do COP. E APA no APCOP do GcGA3 é caracterizado por uma manutenção da posição do COP, durante a primeira metade do APA para instantes antes do início do movimento focal iniciar um contínuo deslocamento da trajetória do APCOP para frente.

Na parte inferior esquerda da FIGURA 31, está APA na trajetória do MLCOP na tarefa 03.3. APA no GcNG3 também é caracterizado por um conjunto

de oscilações, durante todo o ajuste. Este comportamento se contrasta com APA do GcGA3. Para o GcGA3, APA não apresenta oscilações e caracteriza-se por manter a posição do COP na primeira metade do ajuste postural, para, em seguida, iniciar um contínuo deslocamento do COP para a direita. A trajetória do MLCOP no GcGI3 é parecida com a trajetória no GcGA3 na fase central do ajuste postural, isto é, próximo à realização do movimento focal. Entretanto, as extremidades da trajetória do MLCOP no GcGI3 apresentam oscilações não observadas no GcGA3.

Na coluna direita da FIGURA 31, está apresentado o ajuste postural compensatório realizado na execução da tarefa 03.3. Em relação o componente ântero-posterior do COP, dois grupos experimentais apresentam trajetórias com oscilações: GcNG3 e GcGI3. Estas oscilações não são paralelas e tem maior amplitude no GcNG3. Para o GcGA3, a trajetória do APCOP é mais suave, mas continua apresentando pequenas oscilações, principalmente na fase final do APC.

Finalmente, na parte inferior direita da FIGURA 31, está representado APC observado no MLCOP, durante a tarefa 03.3. As trajetórias do MLCOP de GcNG3 e GcGI3 apresentam oscilações, durante todo o ajuste postural. A trajetória do MLCOP no GcGA3 é mais suave, caracterizando-se por deslocamento para a esquerda e, em seguida, um contínuo deslocamento para a direita, com uma oscilação mais rápida no final de sua trajetória.

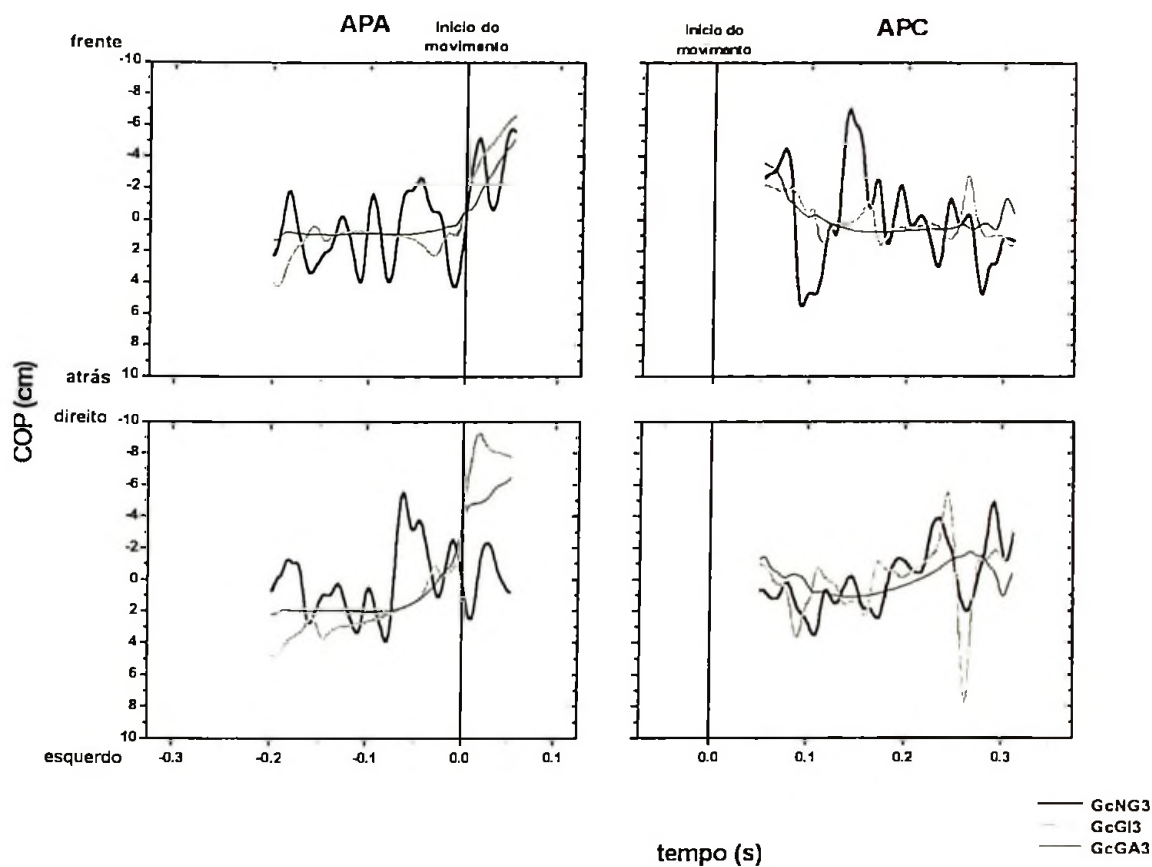


FIGURA 31 - Trajétória do centro de pressão durante os ajustes posturais ocorridos na tarefa 03.3. Na linha superior está COP na direção ântero-posterior (AP). Na linha inferior está COP na direção mé-dio-lateral (ML). A coluna da esquerda representa o ajuste postural antecipatório. A coluna da direita representa o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a traje-tória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.



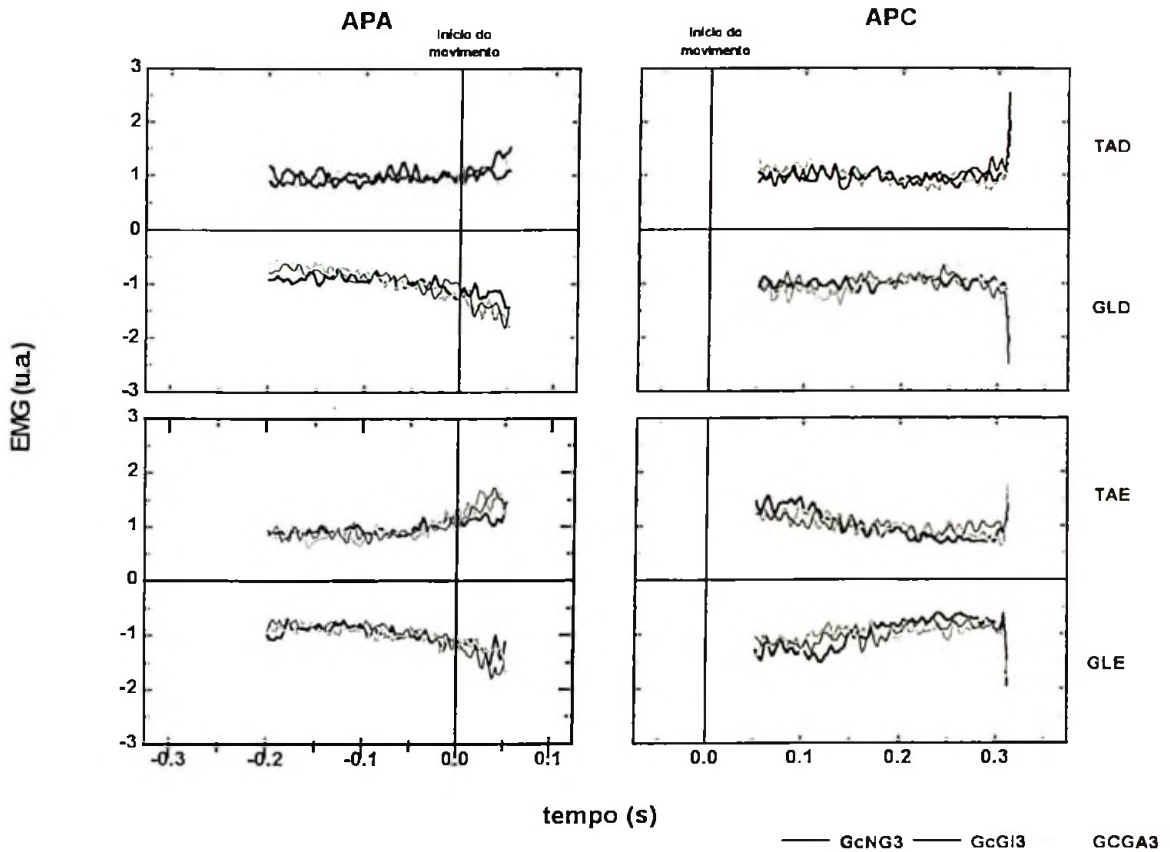


FIGURA 32 - Sinal eletromiográfico durante os ajustes posturais na tarefa 03.1. A linha superior contém os EMG dos músculos do lado direito do corpo humano analisados: tibial anterior (TAD) e gastrocnêmio lateral (GLD). Na linha inferior estão os EMG dos músculos do lado esquerdo: tibial anterior (TAE) e gastrocnêmio lateral (GLE). A coluna da esquerda contém o ajuste postural antecipatório e a coluna da direita contém o ajuste postural compensatório. A linha escura e espessa representa a trajetória média do APCOP observada no GcNG3. A linha espessa e clara representa a trajetória média do APCOP no GcGI3. A linha escura e fina representa a trajetória média do APCOP no GcGA3. A linha vertical indica o início do movimento focal.

As TABELAS 24 a 33 contêm os valores de máxima correlação cruzada  $R$  e o intervalo de atraso entre as curvas comparadas para a máxima correlação. A correlação cruzada indica a semelhança no formato de duas curvas. Destacamos, a seguir, os valores de correlação  $R$  absolutos divididos arbitrariamente em duas faixas: superiores a 0,9, os altamente correlacionados e entre 0,7 e 0,8 considerados correlacionados.

Observamos para todos os valores altamente correlacionados que as variáveis comparadas se encontram sempre em fase, ou seja, sem defasagem.

Na TABELA 24, encontramos os resultados da correlação cruzada entre

os componentes do COP. Não encontramos altas correlações na tarefa 03.1. Na tarefa 03.2, APCOP e MLCOP têm alta e negativa correlação no APC para GcNG3. Da mesma forma, APA dos grupos GcGI3 e GcGA3, na tarefa 03.3, também apresenta correlação alta e negativa entre os componentes do COP. Algumas comparações na tarefa 03.1 e 03.2 se encontram correlacionadas. Na tarefa 03.2, GcNG3 apresenta APCOP e MLCOP negativamente correlacionados ( $R = -0,774$ ,  $T = 0$  s), durante APC, e no GcGA3, tanto APA ( $R = 0,748$ ,  $T = 0,278$  s) quanto APC ( $R = 0,708$ ,  $T = 0$  s) apresentam os componentes do COP positivamente correlacionados. Notamos correlação positiva entre os componentes do COP, durante APA em todos os grupos na tarefa 03.2 com diferença de fase de cerca de 0,3 s entre APCOP e MLCOP, sugerindo que o MLCOP está adiantado, em relação ao APCOP ( $R = 0,828$  e  $T = 0,242$  s para GcNG3,  $R = 0,767$  e  $T = 0,272$  s para o GcGI3 e  $R = 0,846$  e  $T = 0,268$  s para GcGA3). Para APC, apenas o GcGA3 apresenta correlação e negativa entre os componentes do COP quando estão em fase ( $R = -0,732$  e  $T = 0$  s).

TABELA 24 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção antero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP) e respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3), durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.

tarefa	GcNG3				GcGI3				GcGA3			
	APA		APC		APA		APC		APA		APC	
	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)
03.1	0,567	0	-0,774	0	0,446	0	-0,158	0	0,784	0,278	0,708	0
03.2	0,828	0,242	-0,908	0	0,767	0,272	0,548	0,202	0,846	0,268	-0,732	0
03.3	0,356	0	0,092	0	0,915	0	0,658	0	0,931	0	0,579	0,178

Na parte superior da TABELA 25, estão os resultados da correlação cruzada entre os componentes do COP (APCOP e MLCOP) e os componentes do momento de força ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ), na tarefa 03.1. Há relação altamente correlacionada no APA entre GcNG3 e GcGA3. Componentes com mesma direção (APCOP e  $M_x$ ) têm valores altos e negativos de correlação ( $R = -0,975$  e  $T = 0$  s para GcNG3 e  $R = -0,979$  e  $T = 0$  s para GcGA3). A relação APCOP e  $M_z$  apresenta alta e positiva correlação ( $R = 0,975$  e  $T = 0$  s para GcNG3 e  $R = 0,924$  e  $T = 0$  s para GcGA3).

TABELA 25 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), os momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.

tarefa	Variável	GcNG3				GcGI3				GcGA3				
		APA		APC		APA		APC		APA		APC		
		R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	
03.1	APCOP	Mx	-0,975	0	-0,240	0	0,554	0,140	-0,460	0	-0,979	0	-0,579	0
		My	0,638	0,320	-0,673	0	0,600	0,322	-0,745	0	0,728	0,308	-0,793	0
		Mz	0,975	0	0,030	0	0,395	0	-0,650	0	0,924	0	0,439	0,492
	MLCOP	Mx	0,437	0,150	-0,013	0	0,314	0,162	0,326	0,188	0,393	0,152	0,418	0,136
		My	0,450	0,144	0,435	0,144	0,390	0,160	0,043	0	0,412	0,152	-0,001	0
		Mz	0,464	0,140	0,144	0	0,308	0,160	0,061	0	0,403	0,150	0,144	0
03.2	APCOP	Mx	0,570	0,244	-0,952	0	-0,975	0	-0,923	0	-0,999	0	-0,872	0
		My	0,631	0,288	-0,929	0	0,621	0,324	-0,927	0	0,596	0,310	-0,897	0
		Mz	0,781	0	-0,899	0	0,732	0,266	-0,775	0	0,816	0,270	-0,719	0
	MLCOP	Mx	0,395	0,150	0,411	0,086	0,368	0,184	0,398	0,072	-0,041	0	0,401	0,066
		My	0,399	0,148	0,383	0,086	0,417	0,178	0,077	0	0,389	0,178	0,378	0,068
		Mz	0,412	0,150	0,180	0	0,386	0,186	0,099	0	0,384	0,174	0,159	0
03.3	APCOP	Mx	-0,617	0	0,061	0	-0,903	0	-0,488	0	0,673	0,262	-0,878	0
		My	0,451	0,320	0,332	0	0,623	0,336	0,479	0,198	0,739	0	-0,836	0
		Mz	0,579	0	0,493	0,340	0,802	0	0,473	0,238	0,924	0	0,684	0,242
	MLCOP	Mx	-0,003	0	0,015	0	0,381	0,194	0,027	0	0,371	0,190	0,334	0,054
		My	0,289	0,128	0,192	0,148	0,384	0,194	0	0	0,374	0,188	0,324	0,036
		Mz	0,289	0,128	0,023	0	0,390	0,192	0,080	0	0,363	0,184	0,083	0

Na parte central da TABELA 25, encontramos os valores de correlação cruzada entre COP e o momento de força na tarefa 03.2. Para a relação APCOP e os componentes horizontais do momento de força, encontramos valores altos e negativos de correlação cruzada, durante APC. Especificamente, os grupos GcNG3 e GcGI3 apresentam, quando comparamos o APCOP e Mx, altos e negativos valores de correlação (R= -0,952 e T=0 s para GcNG3 e R= -0,923 e T=0 s para GcGI3) e também apresentam altas e negativas correlações quando comparamos APCOP e My (R= -0,929 e T=0 s para GcNG3 e R= -0,927 e T=0 s para GcGI3). Quando comparamos APCOP e Mz, observamos correlações para todos os ajustes posturais e grupos experimentais: APA apresenta correlações positivas (R=0,781 e T=0 s para GcNG3, R=0,732 e T=0 s para GcGI3 e R=0,816 e T=0,270 s para GcGA3) e APC apresenta correlações negativas (R= -0,899 e T=0 s para GcNG3, R= -0,775 e T=0 s para GcGI3 e R= -0,719 e T=0 s para GcGA3).

Na parte inferior da TABELA 25, encontramos os resultados da correla-

ção cruzada entre COP e o momento de força na tarefa 03.3. Apenas dois casos apresentam altos valores de correlação no APA: os componentes ântero-posteriores do COP e momento de força no GcGI3 ( $R = -0,903$  e  $T = 0$  s) e APCOP e  $M_z$  no GcGA3 ( $R = 0,781$  e  $T = 0$  s para GcNG3,  $R = 0,732$  e  $T = 0$  s para GcGI3 e  $R = 0,816$  e  $T = 0,270$  s para GcGA3). Além disso, notamos que todas as combinações entre os componentes do momento de força e APCOP, durante APC no GcGA3 apresentam correlações negativas.

Na TABELA 26, encontramos os resultados da correlação cruzada entre COP e EMG. Para as três tarefas realizadas, apenas o componente ântero-posterior do COP apresenta  $R$  superior a 0,8. Especificamente, a parte superior da TABELA 27 contém a correlação entre COP e EMG na tarefa 03.1. Apenas uma correlação é alta e positiva: APA em GcGI3 apresenta positivo e alto valor de correlação na relação entre a atividade eletromiográfica do m. gastrocnêmio lateral esquerdo e APCOP ( $R = 0,927$  e  $T = 0$  s). Outras relações apresentam correlações. No grupo GcNG3 apenas, durante APC a atividade eletromiográfica do m. gastrocnêmio lateral esquerdo e APCOP estão correlacionados ( $R = 0,733$  e  $T = 0,394$  s). No grupo GcGI3, a relação APCOP e EMG do m. gastrocnêmio lateral direito está negativamente correlacionada no APA ( $R = -0,754$  e  $T = 0$  s) e positivamente correlacionada no APC ( $R = 0,895$  e  $T = 0$  s), e a relação APCOP com os músculos do lado esquerdo apresenta correlação positiva ( $R = 0,764$  e  $T = 0,278$  s para TAE no APA e  $R = 0,796$  e  $T = 0$  s para GLE no APC).

Na parte central da TABELA 26, existem valores altos de correlação cruzada entre APCOP e o EMG do m. gastrocnêmio lateral. Assim, no grupo GcGA3, durante o APC, a relação APCOP e EMG<sub>gld</sub> e na relação APCOP e EMG<sub>gle</sub> apresentam alto e positivo valor de correlação ( $R = 0,971$  e  $T = 0$  s e  $R = 0,999$  e  $T = 0$  s, respectivamente) e APCOP e EMG<sub>gle</sub> encontramos altos e positivos valores de correlação em todos os grupos, durante APA ( $R = 0,927$  e  $T = 0$  s para GcNG3,  $R = 0,995$  e  $T = 0$  s para GcGI3 e  $R = 0,996$  e  $T = 0,270$  s para GcGA3). Para APA observamos correlações nas seguintes relações: APCOP e EMG<sub>gld</sub> do GcNG3 ( $R = 0,714$  e  $T = 0$  s), APCOP e EMG<sub>tae</sub> ( $R = 0,807$  e  $T = 0$  s) no GcGI3, APCOP e

EMGgld ( $R=-0,807$  e  $T=0$  s) e APCOP e EMGtae ( $R=0,734$  e  $T=0,282$  s), estas duas últimas relações pertencendo ao GcGA3. Para APC, EMGgld ( $R=0,889$  e  $T=0$  s), EMGtae ( $R=0,839$  e  $T=0$  s) e EMGgle ( $R=0,881$  e  $T=0$  s) estão positivamente correlacionados com APCOP no GcNG3. Nos grupos GcGI3 ( $R=0,834$  e  $T=0$  s) e GcGA3 ( $R=0,776$  e  $T=0,258$  s) observamos relações correlacionadas, durante APC.

TABELA 26 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias do COP na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3.

tarefa	Variável	GcNG3				GcGI3				GcGA3				
		APA		APC		APA		APC		APA		APC		
		COP	EMG	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	
03.1	APCOP	TAD	0,464	0,146	0,108	0	0,341	0,166	0,312	0,180	0,418	0,150	0,057	0
		GLD	-0,576	0	0,659	0,392	-0,754	0	0,895	0	-0,472	0	0,147	0
		TAE	0,572	0,334	0,539	0,332	0,764	0,278	0,463	0	0,762	0,266	-0,156	0
		GLE	0,617	0,228	0,733	0,394	0,927	0	0,796	0	0,832	0,236	0,342	0
	MLCOP	TAD	0,391	0,180	0,402	0,432	0,491	0,146	0,254	0,310	0,396	0,126	0,385	0,162
		GLD	0,412	0,180	0,038	0	0,495	0,138	0,290	0,312	0,413	0,124	-0,022	0
		TAE	0,423	0,180	0,489	0,440	0,472	0,146	0,296	0,312	0,399	0,120	0,073	0
		GLE	0,394	0,182	0,478	0,438	0,495	0,146	0,244	0,308	0,426	0,122	0,027	0
03.2	APCOP	TAD	0,413	0,134	0,128	0	0,429	0,186	0,049	0	0	0	0	0
		GLD	0,714	0	0,889	0	-0,547	0	0,651	0	-0,807	0	0,971	0
		TAE	0,696	0,310	0,839	0	0,807	0,278	0,590	0,248	0,734	0,282	0,776	0,258
		GLE	0,927	0	0,881	0	0,995	0	0,834	0	0,996	0	0,999	0
	MLCOP	TAD	0,418	0,160	0,039	0	-0,065	0	-0,038	0	-0,018	0	-0,001	0
		GLD	0,418	0,160	-0,015	0	0,480	0,126	0,263	0,314	0,462	0,142	0,324	0,316
		TAE	0,429	0,156	0,386	0,354	0,457	0,140	0,306	0,312	0,454	0,134	0,377	0,320
		GLE	0,437	0,160	0,391	0,350	0,508	0,134	0,281	0,310	0	0	0	0
03.3	APCOP	TAD	0,296	0,130	0,038	0	0,387	0,192	0,057	0	0,368	0,176	0,061	0
		GLD	0,430	0,126	-0,101	0	-0,948	0	-0,039	0	0,639	0,248	0,232	0
		TAE	0,432	0,298	0,542	0,202	0,698	0,322	0,425	0,202	0,796	0	0,338	0
		GLE	0,229	0	0,615	0,300	0,948	0	0,342	0,288	0,991	0	0,781	0,310
	MLCOP	TAD	-0,004	0	-0,005	0	0,414	0,158	0,022	0	0,420	0,166	-0,010	0
		GLD	0,337	0,126	0,010	0	0,431	0,150	0,207	0,216	0,437	0,164	-0,001	0
		TAE	0,335	0,128	0,139	0	0,408	0,152	0,051	0	0,423	0,166	0,011	0
		GLE	0,344	0,128	0,141	0	0,417	0,158	0,008	0	0,433	0,160	0,058	0

Na parte inferior da TABELA 26, estão os resultados da correlação cruzada entre COP e EMG na tarefa 03.3. Não encontramos correlação maior que 0,7 no GcNG3. Os valores de correlação superiores a 0,7 apenas estão em comparações relacionadas ao APCOP. Para GcGI3, encontramos duas situações com alta correlação, baseadas na relação APCOP e o EMG do m. gastrocnêmio

correlação, baseadas na relação APCOP e o EMG do m. gastrocnêmio lateral. Uma ocorre entre APCOP e EMGgld ( $R = -0,948$  e  $T = 0$  s) e a outra ocorre entre APCOP e EMGgle ( $R = 0,948$  e  $T = 0$  s). Para GcGA3, encontramos uma alta e positiva correlação (APCOP e EMGgle -  $R = 0,991$  e  $T = 0$  s), durante APA e duas outras correlações. Estas duas correlações ocorrem no APA (APCOP e EMGtae -  $R = 0,796$  e  $T = 0$  s) e no APC (APCOP e EMGgle -  $R = 0,781$  e  $T = 0,310$  s).

Os valores de correlação cruzada entre os componentes do momento de força nas tarefas 03.1, 03.2 e 03.3 estão na TABELA 27. Os resultados da análise de correlação cruzada do grupo GcNG3 estão na coluna esquerda da TABELA 27. Nesta parte da tabela, durante APA, observamos que a única relação com alta correlação é entre os componentes ântero-posterior e vertical do momento de força. O sinal desta correlação varia por causa de tarefa: na tarefa 03.1 a correlação é alta e negativa ( $R = -0,912$  e  $T = 0$  s), na tarefa 03.2, a correlação é alta e positiva ( $R = 0,915$  e  $T = 0$  s) e na tarefa 03.3, a correlação é alta e negativa ( $R = -0,985$  e  $T = 0$  s). Durante o APC, encontramos relações com alta correlação na tarefa 03.1 e tarefa 03.2. Na tarefa 03.1,  $M_x$  e  $M_z$  têm alta e positiva correlação ( $R = 0,957$  e  $T = 0$  s). Na tarefa 03.2, todas as combinações possíveis entre os componentes do momento de força fornecem altas e positivas correlações ( $R = 0,937$  e  $T = 0$  s para o  $M_x$  e  $M_y$ ,  $R = 0,988$  e  $T = 0$  s para  $M_x$  e  $M_z$  e  $R = 0,903$  e  $T = 0$  s para  $M_y$  e  $M_z$ ). Ainda sobre o APC, encontramos três relações correlacionadas entre si. A primeira ocorre na tarefa 03.1 entre os componentes horizontais do momento de força ( $R = 0,792$  e  $T = 0$  s). A segunda e terceira ocorrem na tarefa 03.3 entre os componentes horizontais ( $R = 0,855$  e  $T = 0$  s) e entre os componentes ântero-posterior e vertical do momento de força ( $R = -0,849$  e  $T = 0$  s).

A parte central da TABELA 27 contém os coeficientes de correlação cruzada para as comparações entre os componentes do momento de força, para GcGI3. Em relação ao APA, observamos duas situações de alta correlação: na tarefa 03.1,  $M_x$  e  $M_z$  se correlacionam negativamente ( $R = -0,914$  e  $T = 0$  s) e, na tarefa 03.3, há correlação positiva entre  $M_x$  e  $M_z$  ( $R = -0,929$  e  $T = 0$  s). Além destas altas correlações, encontramos correlações entre  $M_y$  e  $M_z$  nas três tarefas realiza-

das ( $R=0,749$  e  $T=0,202$  s para tarefa 03.1,  $R=0,820$  e  $T=0,228$  s para tarefa 03.2 e  $R=0,721$  e  $T=0,218$  s para tarefa 03.3). Em relação ao APC, em três situações há altos e positivos valores de correlação, concentradas na tarefa 03.1 e 03.2. Na tarefa 03.1,  $M_x$  e  $M_z$  têm alta e positiva correlação ( $R=0,965$  e  $T=0$  s). Na tarefa 03.2,  $M_x$  tem alta e positiva correlação com  $M_y$  ( $R=0,965$  e  $T=0$  s) e componente vertical ( $R=0,946$  e  $T=0$  s). Ainda sobre APC, quase todas as outras relações apresentam correlações, exceto entre os componentes horizontais na tarefa 03.3. Assim, na tarefa 03.1,  $M_y$  apresenta correlação com  $M_x$  ( $R=0,755$  e  $T=0$  s) e vertical ( $R=0,858$  e  $T=0$  s); na tarefa 03.2,  $M_y$  e  $M_z$  se correlacionam ( $R=0,885$  e  $T=0$  s); e na tarefa 03.3,  $M_z$  se correlaciona com  $M_x$  ( $R= -0,771$  e  $T=0$  s) e se correlaciona com o  $M_y$  ( $R=0,888$  e  $T=0,318$  s).

O lado direito da TABELA 27 contém os resultados da correlação cruzada entre os componentes do momento de força no GcGA3. Não encontramos altos valores de correlação, durante APA, apesar de existirem algumas relações correlacionadas:  $M_x$  se correlaciona com  $M_z$  ( $R= -0,883$  e  $T=0s$ ) e  $M_y$  também se correlaciona com  $M_z$  ( $R=0,776$  e  $T=0,216s$ ), na tarefa 03.1; na tarefa 03.2, as mesmas relações também apresentam correlação ( $M_x$  se correlaciona com  $M_z$ ,  $R=-0,784$  e  $T=0s$ ) e  $M_y$  também se correlaciona com  $M_z$  ( $R= -0,759$  e  $T=0,224s$ ); enquanto na tarefa 03.3, apenas  $M_y$  e  $M_z$  apresentam correlação ( $R= -0,718$  e  $T=0,216s$ ). Finalmente, para o APC, verificamos que todas as relações apresentam algum nível de correlação, de acordo com nosso critério inicial. Em relação às altas correlações, verificamos que a relação  $M_x$  e  $M_z$  mostra alto e positivo valor de correlação em todas as tarefas ( $R=0,970$  e  $T=0s$  para tarefa 03.1,  $R=0,965$  e  $T=0s$  para tarefa 03.2 e  $R=0,930$  e  $T=0s$  para tarefa 03.3) e, em seguida, verificamos que na tarefa 03.1 também a relação entre os componentes horizontais tem alto e positivo valor de correlação ( $R=0,920$  e  $T=0s$ ). Sobre as outras relações com correlação,  $M_y$  e  $M_z$  apresentam correlação nas três tarefas ( $R=0,806$  e  $T=0s$  para tarefa 03.1,  $R=0,771$  e  $T=0,266s$  para tarefa 03.2 e  $R= -0,718$  e  $T=0s$  para tarefa 03.3), os componentes horizontais apresentam correlação positiva na tarefa 03.2 ( $R=0,869$  e  $T=0s$ ), e  $M_x$  e  $M_z$  apresentam correlação negativa na tarefa 03.3 ( $R= -0,718$  e  $T=0s$ ).

TABELA 27 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz), o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.

tarefa	Momento de força	GcNG3				GcGI3				GcGA3			
		APA		APC		APA		APC		APA		APC	
		R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)
03.1	Mx x My	-0,301	0	0,792	0	-0,333	0	0,755	0	-0,448	0	0,920	0
	Mx x Mz	-0,912	0	0,957	0	-0,914	0	0,965	0	-0,883	0	0,970	0
	My x Mz	0,611	0,184	0,629	0	0,749	0,202	0,858	0	0,776	0,216	0,806	0
03.2	Mx x My	-0,215	0	0,937	0	-0,031	0	0,965	0	-0,012	0	0,869	0
	Mx x Mz	0,915	0	0,988	0	-0,534	0	0,946	0	-0,784	0	0,965	0
	My x Mz	0,614	0,176	0,903	0	0,820	0,228	0,885	0	0,759	0,224	0,771	0,266
03.3	Mx x My	-0,525	0	0,855	0	-0,328	0	0,524	0	0,471	0,242	0,930	0
	Mx x Mz	-0,985	0	-0,849	0	-0,929	0	-0,771	0	0,688	0	-0,847	0
	My x Mz	0,679	0,198	-0,544	0	0,731	0,218	0,888	0,318	0,815	0	-0,718	0

Não observamos valores de correlação cruzada R superiores a 0,7 na relação momento de força e sinal eletromiográfico (TABELA 28, 29 e 30).

TABELA 28 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz), os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, na tarefa 03.1.

tarefa 03.1		GcNG3				GcGI3				GcGA3			
		APA		APC		APA		APC		APA		APC	
		R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)
Mx X	TAD	0,046	0	0,335	0,318	0,166	0	0,331	0,316	0,051	0	0,015	0
	GLD	0,122	0	-0,012	0	0,288	0	0,348	0,320	0,116	0	0,356	0,324
	TAE	0,164	0	0,387	0,326	0,162	0	0,352	0,320	0,148	0	0,394	0,328
	GLE	0,125	0	0,381	0,322	0,168	0	0,316	0,314	0,132	0	0,374	0,326
My X	TAD	0,355	0,092	0,015	0	0,520	0,086	0,390	0,360	0,455	0,086	0,033	0
	GLD	0,383	0,092	0,012	0	0,574	0,080	0,383	0,362	0,486	0,086	0,400	0,342
	TAE	0,399	0,090	0,376	0,416	0,503	0,082	0,392	0,362	0,486	0,078	0,419	0,344
	GLE	0,399	0,100	0,369	0,400	0,547	0,088	0,398	0,332	0,512	0,086	0,409	0,342
Mz X	TAD	0,404	0,160	0,292	0,310	0,457	0,152	0,346	0,314	0,446	0,148	0,002	0
	GLD	0,410	0,148	-0,024	0	0,465	0,146	0,356	0,318	0,464	0,148	0,328	0,316
	TAE	0,423	0,146	0,385	0,316	0,441	0,154	0,359	0,318	0,451	0,146	0,384	0,320
	GLE	0,424	0,154	0,373	0,312	0,463	0,152	0,339	0,316	0,468	0,144	0,352	0,316



TABELA 29 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.2.

Tarefa 03.2		GcNG3				GcGI3				GcGA3			
		APA		APC		APA		APC		APA		APC	
		R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)	R	T (s)
Mx X	TAD	0,376	0,206	0,052	0	0,101	0	-0,002	0	0,403	0,438	0,013	0
	GLD	0,373	0,206	-0,006	0	0,205	0	-0,105	0	0,132	0	-0,024	0
	TAE	0,383	0,206	0,411	0,354	0,072	0	0,396	0,340	0,162	0	0,381	0,326
	GLE	0,371	0,206	0,420	0,352	0,079	0	0,387	0,338	0	0	0	0
My X	TAD	0,359	0,048	0,046	0	0,453	0,086	-0,002	0	0,386	0,074	0,019	0
	GLD	0,360	0,048	-0,010	0	0,545	0,088	-0,096	0	0,444	0,072	-0,025	0
	TAE	0,373	0,046	0,465	0,376	0,479	0,092	0,399	0,332	0,448	0,070	0,402	0,338
	GLE	0,388	0,072	0,467	0,364	0,534	0,096	0,396	0,336	0	0	0	0
Mz X	TAD	0,367	0,188	0,043	0	-0,064	0	-0,009	0	-0,016	0	-0,004	0
	GLD	0,362	0,186	-0,015	0	0,490	0,120	-0,118	0	0,464	0,134	0,321	0,316
	TAE	0,372	0,180	0,417	0,346	0,463	0,134	0,379	0,320	0,461	0,128	0,376	0,320
	GLE	0,373	0,186	0,422	0,342	0,516	0,132	0,363	0,320	0	0	0	0

TABELA 30 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias de momentos de força na direção ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.3.

tarefa 03.3		GcNG3				GcGI3				GcGA3			
		APA		APC		APA		APC		APA		APC	
		R	T	R	T	R	T	R	T	R	T	R	T
Mx X	TAD	0,411	0,414	0,324	0,330	0,125	0	0,366	0,334	0,364	0,198	-0,035	0
	GLD	0,124	0	0,328	0,332	0,272	0	0,380	0,326	0,428	0,200	0,364	0,344
	TAE	0,098	0	0,410	0,340	0,219	0	0,362	0,332	0,425	0,200	0,398	0,344
	GLE	0,138	0	0,427	0,334	0,141	0	0,331	0,332	0,436	0,200	0,425	0,344
My X	TAD	0,016	0	-0,002	0	0,454	0,096	0,013	0	0,397	0,126	-0,015	0
	GLD	0,442	0,078	-0,003	0	0,526	0,094	0,058	0	0,458	0,122	-0,039	0
	TAE	0,436	0,080	0,369	0,330	0,503	0,094	0,049	0	0,436	0,124	0,396	0,348
	GLE	0,442	0,084	0,378	0,328	0,484	0,094	-0,005	0	0,460	0,124	0,413	0,340
Mz X	TAD	-0,009	0	0,033	0	0,456	0,140	0,118	0	0,403	0,166	0,429	0,092
	GLD	0,443	0,152	0,034	0	0,490	0,124	0,143	0	0,413	0,152	0,037	0
	TAE	0,436	0,150	0,203	0	0,458	0,126	0,103	0	0,397	0,154	0,097	0
	GLE	0,451	0,150	0,208	0	0,461	0,132	0,069	0	0,409	0,146	0,124	0

A correlação cruzada entre a atividade eletromiográfica dos diferentes músculos selecionados está apresentada na TABELA 31, para as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3, respectivamente. Com algumas exceções, o que observamos é uma correlação positiva entre o EMG dos músculos monitorados. As exceções ocorrem no GcGA3 na tarefa 03.2: as relações EMG<sub>tad</sub> e EMG<sub>gld</sub>, EMG<sub>gle</sub> e EMG<sub>gle</sub>, e EMG<sub>tae</sub> e EMG<sub>gle</sub> não apresentam correlação cruzada.

TABELA 31 - Tempo de defasagem (T) de máxima correlação entre as curvas médias dos sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior direito (TAD) e esquerdo (TAE), e gastrocnêmico lateral direito (GLD) e esquerdo (GLE) e o respectivo valor da correlação cruzada (R) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.

tarefa	EMG	GcNG3		GcGI3		GcGA3	
		APA	APC	APA	APC	APA	APC
03.1	TAD X GLD	0,994	0,998	0,985	0,992	0,994	0,996
	TAD X TAE	0,989	0,971	0,994	0,991	0,991	0,974
	TAD X GLE	0,988	0,981	0,993	0,992	0,990	0,989
	GLD X TAE	0,997	0,970	0,982	0,994	0,997	0,984
	GLD X GLE	0,994	0,979	0,988	0,988	0,997	0,993
	TAE X GLE	0,995	0,994	0,992	0,989	0,994	0,993
03.2	TAD X GLD	0,997	0,993	0,971	0,985	0,985	0,992
	TAD X TAE	0,992	0,958	0,987	0,977	0,983	0,969
	TAD X GLE	0,992	0,971	0,968	0,984	0	0
	GLD X TAE	0,991	0,969	0,973	0,977	0,993	0,980
	GLD X GLE	0,990	0,978	0,977	0,983	0	0
	TAE X GLE	0,990	0,990	0,980	0,990	0	0
03.3	TAD X GLD	0,989	0,997	0,979	0,990	0,976	0,992
	TAD X TAE	0,991	0,967	0,984	0,988	0,980	0,980
	TAD X GLE	0,984	0,968	0,991	0,988	0,972	0,974
	GLD X TAE	0,995	0,966	0,987	0,984	0,990	0,983
	GLD X GLE	0,993	0,967	0,983	0,979	0,993	0,976
	TAE X GLE	0,990	0,988	0,987	0,989	0,994	0,993

Na TABELA 32, estão os resultados da análise de correlação cruzada para comparação entre grupos das curvas dos valores médios das variáveis COP e momento de força nas tarefas 03.1, 03.2 e 03.3. Em relação à tarefa 03.1, para a variável APCOP, apenas há alta correlação entre os grupos GcNG3 e GcGA3, durante APA ( $R=0,954$ ); enquanto, durante APC há correlação entre GcNG3 e GcGA3 ( $R=0,872$ ) e entre GcGI3 e GcGA3 ( $R=0,745$ ). Somente uma relação (GcNG3 e GcGI3 no APA) não apresenta correlação considerável do APCOP na tarefa 03.2; todas as outras relações entre grupos apresentam correlação. E na tarefa 03.3, somente no APA as curvas com valores médios do APCOP dos grupos GcNG3 e GcGA3 apresentam alta correlação ( $R=0,944$ ).

Os resultados para a semelhança das curvas de valores médios do MLCOP entre grupos estão apresentados na segunda faixa da TABELA 32. Não observamos altas correlações na tarefa 03.1. Ao passo que, altas correlações na tarefa 03.2 são exibidas em todas relações entre grupos no APA ( $R=0,928$  entre GcNG3 e GcGI3,  $R=0,911$  entre GcNG3 e GcGA3 e  $R=0,997$  entre GcGI3 e GcGA3)

e no APC, entre GcGI3 e GcGA3 ( $R=0,917$ ). Por fim, na tarefa 03.3, somente observamos um caso de alta correlação: entre GcGI3 e GcGA3, no APA ( $R=0,979$ ).

As três últimas faixas da TABELA 32 são dedicadas aos resultados da correlação cruzada entre grupos das curvas dos valores médios dos componentes do momento de força. Notamos que para quase todas as comparações ao longo das tarefas e ajustes posturais, há semelhança entre os padrões das curvas médias dos componentes do momento de força. Apenas não encontramos correlação em seis situações: na tarefa 03.1, durante APA,  $M_y$  entre GcNG3 e GcGA3 não apresenta correlação considerável ( $R=0,696$ ); e na tarefa 03.3, durante APA,  $M_x$  e  $M_y$  não apresentam correlação considerável de entre GcNG3 e GcGA3 ( $R= -0,537$  e  $R=0,526$ , respectivamente para cada componente do momento de força) e entre GcGI3 e GcGA3 ( $R= -0,544$  e  $R=0,450$ , respectivamente para cada componente do momento de força) e, durante o APC, para  $M_y$  entre GcGI3 e GcGA3 ( $R=0,357$ ).

TABELA 32 - Comparação entre grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) através dos padrões das curvas de valores médios das variáveis analisadas (componente ântero-posterior do centro de pressão – APCOP, componente médio-lateral do centro de pressão – MLCOP, e componentes ântero-posterior –  $M_x$ , médio-lateral,  $M_y$ , e vertical,  $M_z$ , do momento de força), durante as tarefas 03.1, 03.2 e 03.3 no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC).

Variável	Grupo	tarefa 03.1		tarefa 03.2		tarefa 03.3	
		APA	APC	APA	APC	APA	APC
APCOP	GcNG3 x GcGI3	0,372	0,656	0,658	0,954	0,580	0,295
	GcNG3 x GcGA3	0,954	0,872	0,742	0,969	0,624	0,156
	GcGI3 x GcGA3	0,419	0,745	0,983	0,956	0,944	0,535
MLCOP	GcNG3 x GcGI3	0,525	-0,541	0,928	0,525	0,137	0,618
	GcNG3 x GcGA3	0,608	-0,759	0,911	0,703	0,127	0,270
	GcGI3 x GcGA3	0,771	0,651	0,997	0,917	0,979	0,045
$M_x$	GcNG3 x GcGI3	0,896	0,984	-0,814	0,991	0,996	0,999
	GcNG3 x GcGA3	0,918	0,991	-0,822	0,906	-0,537	0,967
	GcGI3 x GcGA3	0,998	0,959	0,910	0,953	-0,544	0,968
$M_y$	GcNG3 x GcGI3	0,715	0,914	0,713	0,916	0,807	0,793
	GcNG3 x GcGA3	0,696	0,922	0,760	0,898	0,526	0,769
	GcGI3 x GcGA3	0,964	0,976	0,811	0,932	0,450	0,357
$M_z$	GcNG3 x GcGI3	0,974	0,940	0,816	0,944	0,988	0,969
	GcNG3 x GcGA3	0,959	0,984	0,772	0,848	0,975	0,935
	GcGI3 x GcGA3	0,990	0,973	0,995	0,969	0,942	0,989

Na TABELA 33, estão os resultados da análise de comparação das curvas dos valores médios do COP e momento de força entre as tarefas. Para APCOP, somente observamos semelhança entre as tarefas 03.1 e 03.2 ( $R=0,905$  no APA e  $R=0,772$  no APC) no GcNG3; no GcGI3, somente durante APA, as tarefas 03.2 e 03.3 apresentam correlação ( $R=0,878$ ); e no GcGA3, apenas no APC exclusivamente, a relação entre GcNG3 e GcGI3 não apresenta correlação ( $R=0,513$ ).

Outra variável apresentada na TABELA 33 é o MLCOP. Não encontramos correlação para o GcNG3, tanto para APA quanto APC. Por outro lado, todas as relações no GcGI3, durante APA apresentam alta correlação ( $R=0,973$  entre as tarefas 03.1 e 03.2 e  $R=0,938$  entre as tarefas 03.2 e 03.3) ou correlação ( $R=0,861$  entre tarefas 03.1 e 03.3). Uma relação no GcGI3, durante APC mostrou alta correlação: entre as tarefas 03.1 e 03.2 ( $R=0,948$ ). Por final, somente duas relações mostram correlação no GcGA3 ( $R=0,809$  entre as tarefas 03.1 e 03.2 e  $R=0,925$  entre as tarefas 03.2 e 03.3).

No grupo GcNG3, somente quatro relações entre tarefas não mostram correlação de acordo com a TABELA 33: para Mx, somente não há correlação entre as tarefas 03.1 e 03.2 ( $R= -0,572$ ), durante APA; para My, não observamos semelhança entre as tarefas 03.1 e 03.3 ( $R=0,294$ ) e entre as tarefas 03.2 e 03.3 ( $R= -0,313$ ); e para Mz, somente no APC encontramos uma relação sem correlação: entre as tarefas 03.1 e 03.3 ( $R= -0,521$ ).

No grupo GcGI3, durante o APC, as relações entre as tarefas 03.1 e 03.3 e entre as tarefas 03.2 e 03.3 do My ( $R= -0,572$  e  $R=0,028$ , respectivamente para as duas relações de tarefas indicadas anteriormente) e Mz ( $R= -0,559$  e  $R= -0,653$ , respectivamente para as mesmas relações de tarefas indicadas anteriormente) não apresentam correlação.

No grupo GcGA3, encontramos relações nos três componentes de momento de força que não apresentam correlações. Para o APA, nos componentes horizontais não encontramos correlação para a relação entre as tarefas 03.2 e 03.3 ( $R= -0,587$  e  $R= -0,594$  para Mx e My respectivamente) e para a relação entre as tarefas 03.2 e 03.3 ( $R=0,607$  e  $R=0,267$  para Mx e My respectivamente). E para

APC e Mz, não encontramos correlação entre as tarefas 03.2 e 03.3 ( $R = -0,507$ ) e para a relação entre as tarefas 03.2 e 03.3 ( $R = -0,478$ ).

TABELA 33 - Comparação entre tarefas 03.1, 03.2 e 03.3, através dos padrões das curvas de valores médios das variáveis analisadas (componente ântero-posterior do centro de pressão – APCOP, componente médio-lateral do centro de pressão – MLCOP, e componentes ântero-posterior – Mx, médio-lateral, My, e vertical, Mz, do momento de força) produzidas pelos grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante o ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC).

variável	tarefa	GcNG3		GcGI3		GcGA3	
		APA	APC	APA	APC	APA	APC
APCOP	03.1 x 03.2	0,905	0,772	0,521	0,696	0,966	0,853
	03.1 x 03.3	0,571	0,440	0,207	0,548	0,959	0,513
	03.2 x 03.3	0,508	0,245	0,878	0,698	0,979	0,830
MLCOP	03.1 x 03.2	0,546	0,078	0,973	0,948	0,809	0,389
	03.1 x 03.3	0,020	-0,333	0,861	0,264	0,641	0,606
	03.2 x 03.3	0,158	-0,374	0,938	0,076	0,925	0,589
Mx	03.1 x 03.2	-0,572	0,881	0,917	0,865	0,999	0,997
	03.1 x 03.3	0,970	0,894	0,978	0,913	-0,587	0,907
	03.2 x 03.3	-0,743	0,791	0,817	0,844	-0,594	0,897
My	03.1 x 03.2	0,733	0,877	0,946	0,963	0,805	0,935
	03.1 x 03.3	0,700	0,294	0,902	-0,057	0,607	0,864
	03.2 x 03.3	0,779	0,313	0,897	0,028	0,267	0,882
Mz	03.1 x 03.2	0,946	0,793	0,968	0,984	0,988	0,993
	03.1 x 03.3	0,973	-0,521	0,976	-0,559	0,957	-0,507
	03.2 x 03.3	0,899	-0,802	0,998	-0,653	0,908	-0,478

Na TABELA 34, estão apresentados os valores do coeficiente de variação reduzido ( $CV_{red}$ ) para as curvas de valores médios das variáveis COP, momento de força e EMG, durante APA e APC observados na execução das tarefas 03.1, 03.2 e 03.3, pelos grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3. Em geral, observamos valores menores que 20% para  $CV_{red}$  das curvas médias dos componentes do COP. O único padrão observável para estes valores surge quando comparamos os resultados do APA e APC. Este padrão tem relação com o maior  $CV_{red}$  observado entre APCOP e MLCOP. No APA sempre observamos que o  $CV_{red}$  de APCOP é maior que o  $CV_{red}$  de MLCOP, ou o contrário. Estas relações de maior e menor também aparecem no APC; entretanto, são exatamente opostas às relações observadas no APA. Especificamente, em relação ao APA, notamos que o  $CV_{red}$  é sempre maior para o APCOP no GcGI3, que o  $CV_{red}$  do APCOP aumenta ao longo das tarefas 03.1, 03.2

e 03.3 para o grupo GcNG3. No APC, observamos que MLCOP sempre apresenta a maior variação no grupo GCGA3 e tem  $CV_{red}$  que aumenta ao longo das tarefas 03.1, 03.2 e 03.3 para os grupos GcNG3 e GcGI3.

Os coeficientes de variação reduzido das curvas médias do momento de força estão na parte central da TABELA 34. É notável que um componente do momento de força não apresenta o maior  $CV_{red}$  no APA ou no APC. Para APA, Mz tem geralmente o menor valor de  $CV_{red}$  (somente na tarefa 03.2 no grupo GcNG3 este coeficiente apresenta um valor intermediário). Ao passo que no APC, Mx sempre apresenta o menor  $CV_{red}$  em todas tarefas de todos grupos. Além disso, observamos que no GcNG3, sempre o maior valor de  $CV_{red}$  é observado em My.

TABELA 34 - Coeficiente de variação reduzido (%) para as curvas com os valores médios das variáveis centro de pressão na direção ântero-posterior (APCOP) e médio-lateral (MLCOP), componentes ântero-posterior (Mx), médio-lateral (My) e vertical (Mz) do momento de força, a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior direito (EMGtd) e esquerdo (EMGtae), gastrocnêmio lateral direito (EMGgld) e esquerdo (EMGgle) realizadas por GcNG3, GcGI3 e GcGA3 nos ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC), das tarefas 03.1, 03.2 e 03.3.

Ajuste Postural	tarefa	Grupo	Variável (%)								
			APCOP	MLCOP	Mx	My	My	EMGtd	EMGgld	EMGtae	EMGgle
APA	03.1	GcNG3	1,2	8,9	4,2	6,4	4,9	0,4	0,4	0,4	0,4
		GcGI3	14,2	3,9	1,8	3,0	1,3	0,8	0,9	0,8	0,8
		GcGA3	3,2	5,2	1,1	2,3	1,0	0,5	0,5	0,5	0,5
	03.2	GcNG3	8,6	4,6	18,4	6,5	8,4	0,9	0,9	1,0	1,0
		GcGI3	6,2	2,6	6,5	5,9	2,9	1,7	1,9	1,7	1,7
		GcGA3	2,9	2,7	3,1	6,0	2,5	1,4	1,5	1,6	0,0
	03.3	GcNG3	14,2	20,1	1,8	10,3	1,6	0,8	0,8	0,8	0,9
		GcGI3	6,8	4,7	2,9	8,3	1,8	1,5	1,6	1,6	1,5
		GcGA3	6,4	2,8	36,8	8,8	7,4	1,2	1,4	1,4	1,3
APC	03.1	GcNG3	3,2	6,9	1,4	3,5	2,1	0,4	0,4	0,5	0,5
		GcGI3	9,7	8,5	2,3	2,6	3,6	0,7	0,8	0,7	0,7
		GcGA3	5,5	9,8	1,1	1,9	1,6	0,5	0,5	0,5	0,5
	03.2	GcNG3	3,2	8,3	1,8	4,4	3,0	0,9	0,9	1,0	1,1
		GcGI3	7,2	9,6	4,2	5,4	7,7	1,6	1,8	1,7	1,6
		GcGA3	2,9	5,5	4,2	8,0	5,5	1,4	1,4	1,5	0,0
03.3	GcNG3	12,8	10,6	2,2	4,8	3,6	0,8	0,8	0,9	1,0	
	GcGI3	12,6	14,9	4,5	6,1	5,5	1,6	1,8	1,6	1,5	
	GcGA3	5,5	8,1	2,9	10,1	3,6	1,3	1,4	1,4	1,4	

A parte esquerda da TABELA 34 apresenta o coeficiente de variação reduzido para o EMG. Em geral estes valores são semelhantes ao longo dos gru-

pos musculares em cada grupo experimental e tarefa. Na tarefa 03.1, estão presentes os menores valores de  $CV_{red}$ , tanto para APA quanto APC.

### 6.2.1.2 Estudo 03.1: efeito da aprendizagem da tarefa

Neste capítulo estão apresentados os resultados da análise de variância das variáveis COP, momento de força e EMG, durante a tarefa 03.1. Os valores médios das variáveis COP, momento de força e EMG estão apresentadas nas TABELAS 35, 36 e 37.

Durante o APA, o desvio do COP é maior no GcNG3 do que no GcGA3 ( $F_{(2,491)}=8,06$   $p<0,0004$ , Post-hoc  $p<0,0004$ ). Especificamente, o desvio do MLCOP é maior que APCOP ( $F_{(1,491)}=32,41$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Além disso, os outros dois parâmetros do COP indicam relação inversa entre as direções do COP: intensidade ( $F_{(1,491)}=10,79$ ,  $p<0,001$ , Post-hoc  $p<0,0007$ ) e variabilidade ( $F_{(1,491)}=10,79$ ,  $p<0,001$ , Post-hoc  $p<0,0007$ ) do COP mostram que a direção AP apresenta maiores valores do que a direção ML.

O momento de força muscular não é diferenciado entre grupos, durante o APA. Para os parâmetros do momento de força,  $M_x$  é maior que  $M_y$  (desvio -  $F_{(2,982)}=40,06$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , intensidade -  $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$  e variabilidade -  $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e direção vertical (desvio -  $F_{(2,982)}=40,06$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , intensidade -  $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$  e variabilidade -  $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Para a variabilidade ( $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e intensidade ( $F_{(2,982)}=82,96$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ), é verificado que  $M_y$  é maior que  $M_z$ .

O desvio do EMG é diferenciado por causa destes grupos, durante o APA. O desvio da atividade eletromiográfica é maior no GcNG3 do que em GcGI3 ( $F_{(2,491)}=3,33$ ,  $p<0,03$ , Post-hoc  $p<0,0004$ ). São identificadas três diferenças significativas da intensidade do EMG entre os quatro músculos analisados. A intensidade do EMG<sub>tae</sub> é maior do que a intensidade do mesmo músculo do lado direito

( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e maior que a intensidade dos músculos antagonistas ( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). A mesma relação é identificada na variabilidade do EMG para o mesmo músculo do lado direito ( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e maior do que a intensidade dos músculos antagonista ( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). O EMGgle tem maior intensidade ( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(3,1473)}=14,18$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) que EMGgld. Assim, a maior intensidade e variabilidade de EMG são identificadas no TAE.

Durante o APC, o grupo GcGA3 apresenta maior desvio do COP que os outros dois grupos experimentais (GcNG3 -  $F_{(2,491)}=7,53$ ,  $p<0,0006$ , Post-hoc  $p<0,0008$  e GcGI3 -  $F_{(2,491)}=7,53$ ,  $p<0,0006$ , Post-hoc  $p<0,04$ ). Nesta situação, o desvio do APCOP é maior que o mesmo desvio de MLCOP ( $F_{(1,491)}=58,51$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Não são identificadas diferenças significativas para os outros dois parâmetros do COP, intensidade e variabilidade.

As diferenças significativas encontradas entre os níveis do momento de força, durante APA são as mesmas que as identificadas durante APC. Assim, Mx é maior que My nos três parâmetros (desvio -  $F_{(2,982)}=65,15$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , intensidade  $F_{(2,982)}=75,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$  e variabilidade -  $F_{(2,982)}=75,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e Mz ( $F_{(2,982)}=65,15$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do momento de força. Adicionalmente, Mz é maior que My (intensidade -  $F_{(2,982)}=75,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Contudo, nenhum efeito entre grupos é identificado nesta variável.

A atividade eletromiográfica apresenta várias diferenças significativas através da análise de variância, durante APC. O desvio do EMG é maior no grupo GcGI3 do que no GcNG3 ( $F_{(2,491)}=5,74$ ,  $p<0,003$ , Post-hoc  $p<0,006$ ) e GcGA3 ( $F_{(2,491)}=5,74$ ,  $p<0,003$ , Post-hoc  $p<0,01$ ). O desvio do EMG é maior no m. tibial anterior do que no m. gastrocnêmio lateral. Desta forma, o desvio de EMGtda é maior que o de EMGgld ( $F_{(3,1473)}=12,88$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e EMGgle ( $F_{(3,1473)}=12,88$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ), assim como o desvio de EMGtae é maior que o de EMGgle ( $F_{(3,1473)}=12,88$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,004$ ) e EMGgld



( $F_{(3,1473)}=12,88$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ).

A intensidade e variabilidade do EMG mostram resultados iguais, em relação à análise de variância, durante APC. O EMGtae apresenta menor intensidade (EMGgld -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , EMGtae -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , e EMGgle -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade (EMGgld -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , EMGtae -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , e EMGgle -  $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do que os outros três músculos analisados. Outra diferença significativa é identificada para o m. gastrocnêmio lateral. Neste caso, o EMGgld tem menor intensidade ( $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,004$ ) e variabilidade ( $F_{(3,1473)}=28,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,004$ ) do EMGgle.

TABELA 35 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (cm.s)	GcNG3 n=202	GcGI3n=114	GcGA3n=178	
RMS	APA	APCOP	5,0±4,5	5,5±8,3	6,6±5,5	
		MLCOP	6,3±9,3	3,0±3,7	4,2±4,7	
	APC	APCOP	4,7±4,4	6,3±12,1	7,4±9,3	
		MLCOP	7,7±21,8	3,6±5,4	5,7±11,8	
	Desvio	APA	APCOP	-5,2±8,6	-1,1±16,0	-7,0±13,0
			MLCOP	4,8±19,8	-1,8±8,3	-1,9±12,2
APC		APCOP	-5,7±8,7	-2,3±13,7	-8,3±12,2	
		MLCOP	4,4±21,4	-0,9±8,3	-1,2±11,6	
Intensidade	APA	APCOP	5,0±4,5	5,5±8,3	6,6±5,5	
		MLCOP	6,3±9,3	3,0±3,7	4,2±4,7	
	APC	APCOP	4,7±4,4	6,3±12,1	7,4±9,3	
		MLCOP	7,7±21,8	3,6±5,4	5,7±11,8	

TABELA 36 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, Mx, médio-lateral (My) e vertical (Mz) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.1.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (N.m.s)	GcNG3 n=202	GcGI3n=114	GcGA3n=178
RMS	APA	Mx	9884,4±19439,0	6921,7±4206,8	7503,5±4307,1
		My	1357,3±357,5	1131,2±375,2	1207,8±381,7
		Mz	5992,2±22166,8	3291,6±2699,6	3601,7±3260,1
	APC	Mx	8793,5±19740,7	7170,0±4612,3	7645,4±4400,4
		My	1403,1±467,8	1270,3±317,5	1273,1±359,4
		Mz	6934,7±22382,8	4249,9±2817,5	4968,9±3494,9
Desvio	APA	Mx	7387,4±27779,7	5690,7±10804,1	7456,8±9077,3
		My	-427,9±1990,4	-297,3±1792,9	-594,7±1648,4
		Mz	2060,5±32277,9	280,5±7278,9	1528,9±8537,3
	APC	Mx	9088,0±27784,0	7679,8±9822,0	9880,0±8244,7
		My	-98,4±2233,9	150,3±1856,3	173,7±1870,1
		Mz	2511,4±31898,7	-240,6±7533,1	1843,5±8199,3
Intensidade	APA	Mx	9884,4±19439,0	6921,7±4206,8	7503,5±4307,1
		My	1357,3±357,5	1131,2±375,2	1207,8±381,7
		Mz	5992,2±22166,8	3291,6±2699,6	3601,7±3260,1
	APC	Mx	8793,5±19740,7	7170,0±4612,3	7645,4±4400,4
		My	1403,1±467,8	1270,3±317,5	1273,1±359,4
		Mz	6934,7±22382,8	4249,9±2817,5	4968,9±3494,9

TABELA 37 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMG<sub>tad</sub>) e esquerdo (EMG<sub>tae</sub>) e gastrocnêmio lateral direito (EMG<sub>gld</sub>) e esquerdo (EMG<sub>gle</sub>) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.1.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (u.a.s)	GcNG3 n=202	GcGI3n=114	GcGA3n=178
RMS	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,4	0,2±0,2	0,2±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,2	0,2±0,2	0,2±0,1
		EMG <sub>tae</sub>	0,3±0,2	0,4±0,3	0,3±0,3
		EMG <sub>gle</sub>	0,2±0,2	0,2±0,3	0,3±0,4
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,3	0,2±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,3±0,2	0,4±0,4	0,4±0,3
		EMG <sub>tae</sub>	0,5±0,4	0,4±0,4	0,4±0,3
		EMG <sub>gle</sub>	0,4±0,5	0,4±0,5	0,5±0,4
Desvio	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,0±0,7	0,0±0,8	-0,1±0,4
		EMG <sub>gld</sub>	0,0±0,5	0,0±0,5	0,1±0,5
		EMG <sub>tae</sub>	0,1±0,6	0,0±0,8	0,0±0,7
		EMG <sub>gle</sub>	0,1±0,7	0,0±0,7	0,0±0,5
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,0±0,6	0,3±0,7	0,1±0,4
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,7	0,7±1,3	0,3±0,7
		EMG <sub>tae</sub>	0,3±1,0	0,2±1,1	0,2±0,9
		EMG <sub>gle</sub>	0,3±1,1	0,5±1,5	0,4±1,2
Intensidade	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,4	0,2±0,2	0,2±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,2	0,2±0,2	0,2±0,1
		EMG <sub>tae</sub>	0,3±0,2	0,4±0,3	0,3±0,3
		EMG <sub>gle</sub>	0,2±0,2	0,2±0,3	0,3±0,4
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,3	0,2±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,3±0,2	0,4±0,4	0,4±0,3
		EMG <sub>tae</sub>	0,5±0,4	0,4±0,4	0,4±0,3
		EMG <sub>gle</sub>	0,4±0,5	0,4±0,5	0,5±0,4

### 6.2.1.3 Estudo 03.2: efeito da restrição sensorial

A restrição sensorial imposta é a ausência da visão, durante a preparação e execução da tarefa motora. Esta tarefa é denominada tarefa 03.2., a seguir, apresentamos os resultados da análise de variância para esta tarefa. Os valores médios das variáveis COP, momento de força e EMG estão apresentadas nas TABELAS 38, 39 e 40.

Durante o APA, o desvio do MLCOP é maior do que APCOP ( $F_{(1,196)}=10,71$ ,  $p<0,001$ , Post-hoc  $p<0,0009$ ). Por outro lado, a intensidade ( $F_{(1,196)}=24,61$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(1,196)}=24,61$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) são maiores no APCOP do que no MLCOP. Não é identificada alguma diferença entre os grupos para o COP.

Não é verificada diferença entre grupos experimentais para o momento de força, durante o APA. Nem é verificada diferença no desvio do momento de força. A intensidade do momento de força é menor na direção ML. A intensidade do momento My é menor que a intensidade dos momentos de força Mx ( $F_{(2,392)}=11,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e Mz ( $F_{(2,392)}=11,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,04$ ). Da mesma forma, a variabilidade do momento My é menor que a variabilidade dos momentos de força Mx ( $F_{(2,392)}=11,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e Mz ( $F_{(2,392)}=11,28$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,04$ ).

O desvio do EMG não apresenta diferença significativa entre grupos experimentais e nem entre níveis da variável analisada, durante o ajuste postural antecipatório. Por outro lado, a intensidade da atividade eletromiográfica, iEMG, apresenta cinco diferenças. Os grupos são diferenciados por causa de iEMG. A intensidade da atividade muscular é menor no grupo GcNG3 do que no grupo GcGA3 ( $F_{(1,196)}=3,29$ ,  $p<0,03$ , Post-hoc  $p<0,04$ ). Em relação à atividade de cada músculo, identificamos relações importantes: o maior iEMG ocorre no m. tibial anterior esquerdo. Assim, a intensidade de EMGtae é maior que o mesmo músculo contralateral EMGtad ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,01$ ) e maior que a intensidade dos músculos antagonista contralateral, EMGgld ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Adicionalmente, a intensidade de EMGtad é maior que EMGgle ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) e a intensidade de EMGgle é maior que seu antagonista, EMGgle ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ).

Sobre a variabilidade do EMG, observamos o efeito do grupo experimental, durante o APA. A variabilidade da atividade eletromiográfica do grupo GcGA3 é maior que a variabilidade da mesma variável no grupo GcNG3 ( $F_{(2,196)}=3,29$ ,  $p<0,03$ , Post-hoc  $p<0,04$ ). A variabilidade do EMGtae é maior que a

variabilidade dos outros músculos contralaterais analisados (EMG<sub>tad</sub>:  $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,01$  e EMG<sub>gld</sub>:  $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). A variabilidade do m. tibial anterior direito é maior que a variabilidade do m. gastrocnêmio lateral contralateral ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) e a variabilidade do m. gastrocnêmio lateral esquerdo é maior que seu par contralateral ( $F_{(3,588)}=13,66$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ).

Durante o APC, o desvio do COP é maior para o grupo GcNG3 do que GcGA3 ( $F_{(2,196)}=5,59$ ,  $p<0,004$ , Post-hoc  $p<0,005$ ). E como observado anteriormente, o desvio do APCOP é maior do que MLCOP ( $F_{(2,196)}=5,59$ ,  $p<0,004$ , Post-hoc  $p<0,0009$ ). A intensidade ( $F_{(2,196)}=97,7$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(2,196)}=97,7$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do APCOP são maiores.

O momento de força M<sub>x</sub> apresenta maior desvio ( $F_{(2,392)}=4,06$ ,  $p<0,01$ , Post-hoc  $p<0,01$ ), variabilidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e intensidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) que M<sub>y</sub> no APC. O momento M<sub>z</sub> tem maior intensidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,04$ ) e variabilidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,04$ ) que o momento de força M<sub>y</sub>. Não é identificado o efeito do grupo no momento de força, durante o APC.

No APC, TAD apresenta menor desvio ( $F_{(3,588)}=4,66$ ,  $p<0,003$ , Post-hoc  $p<0,002$ ), intensidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do que GLE. A outra relação encontrada ao comparar os parâmetros do EMG é entre os músculos de mesma função. Verificamos que a intensidade e variabilidade dos músculos do lado esquerdo são maiores que os mesmos parâmetros eletromiográficos dos músculos contralaterais. Assim, a intensidade de EMG<sub>tae</sub> é maior que a intensidade de EMG<sub>tad</sub> ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e a variabilidade de EMG<sub>gle</sub> é maior ( $F_{(2,392)}=11,76$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,01$ ) que a variabilidade de EMG<sub>gld</sub>.

TABELA 38 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.2.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (cm.s)	GcNG3 n=90	GcGI3n=51	GcGA3n=58
RMS	APA	APCOP	4,1±11,4	3,2±2,4	4,1±3,0
		MLCOP	1,8±3,5	1,4±1,3	1,8±2,2
	APC	APCOP	3,3±2,7	3,5±2,7	4,3±2,9
		MLCOP	1,8±2,0	1,9±1,5	2,0±1,9
Desvio	APA	APCOP	-2,9±9,8	-2,4±5,2	-4,7±6,7
		MLCOP	-0,5±4,1	-1,3±2,8	-1,5±5,1
	APC	APCOP	-3,8±6,4	-3,5±5,6	-6,4±6,4
		MLCOP	-0,2±4,6	-1,3±2,9	-1,5±4,9
Intensidade	APA	APCOP	4,1±11,4	3,2±2,4	4,1±3,0
		MLCOP	1,8±3,5	1,4±1,3	1,8±2,2
	APC	APCOP	3,3±2,7	3,5±2,7	4,3±2,9
		MLCOP	1,8±2,0	1,9±1,5	2,0±1,9

TABELA 39- Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, Mx, médio-lateral (My) e vertical (Mz) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.2.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (N.m.s)	GcNG3 n=90	GcGI3n=51	GcGA3n=58
RMS	APA	Mx	15666,1±47909,4	6896,1±4742,6	8737,7±5434,1
		My	1292,5±230,2	1098,9±440,8	1174,3±347,1
		Mz	11883,1±48070,7	2891,1±1793,5	3016,6±2318,3
	APC	Mx	16732,1±51571,6	8154,6±5830,2	8817,2±5027,2
		My	1339,9±411,5	1204,0±400,1	1243,2±361,6
		Mz	13158,5±50535,0	4485,5±3645,8	4334,7±3723,9
Desvio	APA	Mx	-8522,8±76166,6	5276,6±11435,2	8528,4±12099,9
		My	-261,2±1616,0	-829,4±1874,5	-925,0±1780,7
		Mz	-12575,0±75307,6	-2230,0±5368,9	145,7±6746,5
	APC	Mx	-5857,0±84003,2	8357,0±11990,9	11953,7±12120,3
		My	274,3±1631,0	-185,2±1749,9	405,7±1839,9
		Mz	-13043,9±80479,1	-1954,0±5695,6	526,5±6451,4
Intensidade	APA	Mx	15666,1±47909,4	6896,1±4742,6	8737,7±5434,1
		My	1292,5±230,2	1098,9±440,8	1174,3±347,1
		Mz	11883,1±48070,7	2891,1±1793,5	3016,6±2318,3
	APC	Mx	16732,1±51571,6	8154,6±5830,2	8817,2±5027,2
		My	1339,9±411,5	1204,0±400,1	1243,2±361,6
		Mz	13158,5±50535,0	4485,5±3645,8	4334,7±3723,9

TABELA 40- Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMGtad) e esquerdo (EMGtae) e gastrocnêmio lateral direito (EMGgld) e esquerdo (EMGgle) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.2.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (u.a.s)	GcNG3 n=90	GcGI3n=51	GcGA3n=58
RMS	APA	EMGtad	0,2±0,1	0,3±0,3	0,3±0,2
		EMGgld	0,2±0,2	0,2±0,1	0,3±0,1
		EMGtae	0,3±0,1	0,4±0,3	0,3±0,3
		EMGgle	0,2±0,1	0,2±0,1	0,2±0,2
	APC	EMGtad	0,3±0,2	0,2±0,2	0,2±0,2
		EMGgld	0,3±0,2	0,4±0,3	0,3±0,2
		EMGtae	0,4±0,4	0,4±0,2	0,4±0,5
		EMGgle	0,4±0,6	0,5±0,5	0,4±0,4
Desvio	APA	EMGtad	0,0±0,4	0,0±0,5	0,0±0,6
		EMGgld	0,0±0,4	0,0±0,5	0,1±0,4
		EMGtae	0,0±0,4	0,1±0,7	0,1±0,7
		EMGgle	0,0±0,3	0,1±0,5	0,0±0,4
	APC	EMGtad	0,1±0,7	0,0±0,6	0,1±0,4
		EMGgld	0,2±0,7	0,4±0,9	0,1±0,5
		EMGtae	0,3±0,7	0,2±0,9	0,1±1, 0
		EMGgle	0,4±1,3	0,5±1,1	0,3±0,9
Intensidade	APA	EMGtad	0,2±0,1	0,3±0,3	0,3±0,2
		EMGgld	0,2±0,2	0,2±0,1	0,3±0,1
		EMGtae	0,3±0,1	0,4±0,3	0,3±0,3
		EMGgle	0,2±0,1	0,2±0,1	0,2±0,2
	APC	EMGtad	0,3±0,2	0,2±0,2	0,2±0,2
		EMGgld	0,3±0,2	0,4±0,3	0,3±0,2
		EMGtae	0,4±0,4	0,4±0,2	0,4±0,5
		EMGgle	0,4±0,6	0,5±0,5	0,4±0,4

#### 6.2.1.4 Estudo 03.3: efeito da realização de uma série de movimentos focais

Os resultados apresentados a seguir estão relacionados ao APA e APC na tarefa 03.3. Nesta tarefa, dois movimentos diferentes são realizados em sequência. A janela temporal para análise é idêntica às janelas temporais utilizadas na tarefa 03.1 e tarefa 03.2. Os valores médios das variáveis COP, momento de



força e EMG estão apresentadas nas TABELAS 41, 42 e 43.

Em relação ao APA, COP não apresenta diferenciação, em relação aos seus componentes de direção. Além disso, o grupo GcNG3 apresenta maior variabilidade ( $F_{(2,225)}=4,80$ ,  $p<0,009$ , Post-hoc  $p<0,01$ ) e intensidade ( $F_{(2,225)}=4,80$ ,  $p<0,009$ , Post-hoc  $p<0,01$ ) do que o grupo GcGA3.

O maior desvio do momento de força ocorre em Mx no APA, tanto em relação à My ( $F_{(2,450)}=5,91$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) quanto Mz ( $F_{(2,450)}=5,91$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,002$ ). O My apresenta a menor intensidade e variabilidade que os outros dois componentes do momento de força (para Mx, intensidade -  $F_{(2,450)}=21,34$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$  - e variabilidade -  $F_{(2,450)}=21,34$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ , e para Mz, intensidade -  $F_{(2,450)}=21,34$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$  - e variabilidade -  $F_{(2,450)}=21,34$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ).

O grupo GcNG3 apresenta maior intensidade e variabilidade no EMG que GcGI3 (intensidade:  $F_{(2,225)}=7,44$ ,  $p<0,0007$ , Post-hoc  $p<0,01$  e variabilidade:  $F_{(2,225)}=7,44$ ,  $p<0,0007$ , Post-hoc  $p<0,01$ ) e GcGA3 (intensidade:  $F_{(2,225)}=7,44$ ,  $p<0,0007$ , Post-hoc  $p<0,003$  e variabilidade:  $F_{(2,225)}=7,44$ ,  $p<0,0007$ , Post-hoc  $p<0,003$ ), durante APA. O m. tibial anterior mostra maior intensidade do que seu antagonista. O m. tibial anterior direito tem maior intensidade ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) que seu antagonista, da mesma forma que o m. tibial anterior esquerdo também tem maior intensidade ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0002$ ) que seu antagonista. A intensidade do m. tibial anterior esquerdo é maior que o m. gastrocnêmio direito ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). A variabilidade do m. gastrocnêmio lateral direito é menor variabilidade observada nos músculos estudados. Ela é menor que a variabilidade do EMG<sub>tad</sub> ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e EMG<sub>tae</sub> ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ). Por fim, o EMG<sub>gle</sub> tem variabilidade maior que o EMG<sub>tae</sub> ( $F_{(3,675)}=13,75$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0002$ ).

Da mesma forma que no APA, no APC COP não apresenta diferenças entre seus componentes. Além disso, a intensidade e variabilidade do COP são maiores no grupo GcNG3 quando comparado com GcGI3 (intensidade:

$F_{(2,225)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$  e variabilidade:  $F_{(2,225)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) e GcGA3 (intensidade:  $F_{(2,225)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,01$  e variabilidade:  $F_{(2,225)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,01$ ).

O momento de força no APC apresenta o mesmo comportamento que no APA. O desvio ( $F_{(2,450)}=6,37$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,01$ ), intensidade ( $F_{(2,450)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(2,450)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do momento de força Mx são maiores que os mesmos parâmetros de My. Além disso, o desvio do Mx é maior ( $F_{(2,450)}=6,37$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,001$ ) que Mz, e a intensidade ( $F_{(2,450)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) e variabilidade ( $F_{(2,450)}=18,40$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,0001$ ) do Mz são maiores que My.

O EMG, durante APA, não apresenta efeito entre grupos. Contudo, seus parâmetros são afetados pelo tipo de músculo. O desvio de EMG<sub>tad</sub> é o menor dos desvios (EMG<sub>gld</sub> -  $F_{(3,450)}=4,90$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,01$ ; EMG<sub>tae</sub> -  $F_{(3,450)}=4,90$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,04$ ; e EMG<sub>gle</sub> -  $F_{(3,450)}=4,90$ ,  $p<0,002$ , Post-hoc  $p<0,004$ ). A intensidade de EMG<sub>tae</sub> é maior que a intensidade dos músculos contralaterais, EMG<sub>tad</sub> ( $F_{(3,675)}=4,69$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) e EMG<sub>gld</sub> ( $F_{(3,675)}=4,69$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,004$ ). Da mesma forma, a variabilidade de EMG<sub>gle</sub> também é menor que a variabilidade associada ao EMG<sub>tad</sub> ( $F_{(3,675)}=4,69$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,02$ ) e EMG<sub>gld</sub> ( $F_{(3,675)}=4,69$ ,  $p<0,0001$ , Post-hoc  $p<0,004$ ).

TABELA 41 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável COP (componente ântero-posterior, APCOP, e médio-lateral, MLCOP), no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.3.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (cm.s)	GcNG3 n=104	GcGI3n=45	GcGA3n=79
RMS	APA	APCOP	12,1±25,9	6,5±10,7	3,6±2,9
		MLCOP	12,5±34,8	4,9±6,1	2,8±2,3
		APCOP	10,7±19,9	3,7±4,0	4,5±4,4
	APC	MLCOP	11,3±26,9	3,4±2,8	4,4±4,8
		APCOP	-6,1±33,8	-4,2±7,7	-3,4±5,2
		MLCOP	-2,3±31,8	-4,7±6,6	-1,7±5,6
Desvio	APA	APCOP	0,1±36,4	-4,2±5,6	-4,2±6,0
		MLCOP	2,4±50,1	-3,4±5,4	-1,6±5,8
		APCOP	12,1±25,9	6,5±10,7	3,6±2,9
	APC	MLCOP	12,5±34,8	4,9±6,1	2,8±2,3
		APCOP	10,7±19,9	3,7±4,0	4,5±4,4
		MLCOP	11,3±26,9	3,4±2,8	4,4±4,8

TABELA 42 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável momento de força (componentes ântero-posterior, Mx, médio-lateral (My) e vertical (Mz) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 durante a tarefa 03.3.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (N.m.s)	GcNG3 n=104	GcGI3n=45	GcGA3n=79
RMS	APA	Mx	12340,8±21411,8	7553,7±4836,4	11971,4±36770,9
		My	1393,9±302,1	1183,4±398,6	1274,8±528,4
		Mz	7861,4±20523,1	7409,7±4426,3	9134,7±35106,0
	APC	Mx	11030,9±20754,3	6955,8±4482,4	11640,6±39423,1
		My	1469,5±389,2	1347,5±265,5	1314,2±495,8
		Mz	8672,0±20383,3	8306,1±7184,8	11283,9±38693,4
Desvio	APA	Mx	10380,7±45698,2	6988,9±10873,4	-762,1±51379,6
		My	-1200,1±2061,1	-408,9±2120,5	-857,7±2085,7
		Mz	2417,0±43543,0	-6501,4±8601,1	-4322,8±48700,3
	APC	Mx	11695,9±44203,4	7973,9±10037,4	4,2±59025,0
		My	-567,2±2094,0	-346,1±1764,7	-739,3±1722,2
		Mz	1959,4±43277,8	-4502,6±9373,4	-4608,4±53546,1
Intensidade	APA	Mx	12340,8±21411,8	7553,7±4836,4	11971,4±36770,9
		My	1393,9±302,1	1183,4±398,6	1274,8±528,4
		Mz	7861,4±20523,1	7409,7±4426,3	9134,7±35106,0
	APC	Mx	11030,9±20754,3	6955,8±4482,4	11640,6±39423,1
		My	1469,5±389,2	1347,5±265,5	1314,2±495,8
		Mz	8672,0±20383,3	8306,1±7184,8	11283,9±38693,4

TABELA 43 - Valores médios e desvio padrão para os parâmetros RMS, Desvio e intensidade da variável sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior direito (EMG<sub>tad</sub>) e esquerdo (EMG<sub>tae</sub>) e gastrocnêmio lateral direito (EMG<sub>gld</sub>) e esquerdo (EMG<sub>gle</sub>) no ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a tarefa 03.3.

Parâmetro	Ajuste postural	Variável (u.a.s)	GcNG3 n=104	GcGI3n=45	GcGA3n=79
RMS	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,2	0,3±0,1
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,2	0,2±0,2	0,2±0,1
		EMG <sub>tae</sub>	0,4±0,3	0,3±0,2	0,3±0,2
		EMG <sub>gle</sub>	0,3±0,5	0,2±0,1	0,2±0,1
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,3	0,3±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,3±0,2	0,3±0,2	0,3±0,3
		EMG <sub>tae</sub>	0,5±0,4	0,4±0,3	0,4±0,2
		EMG <sub>gle</sub>	0,4±0,5	0,3±0,3	0,4±0,3
Desvio	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,0±0,6	0,1±0,5	0,1±0,6
		EMG <sub>gld</sub>	0,0±0,4	0,1±0,6	0,1±0,5
		EMG <sub>tae</sub>	0,1±1,0	-0,1±0,6	0,1±0,6
		EMG <sub>gle</sub>	0,0±0,5	0,1±0,5	0,0±0,5
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,0±0,6	0,1±0,6	0,0±0,6
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,5	0,4±0,9	0,2±0,5
		EMG <sub>tae</sub>	0,2±1,3	0,2±0,9	0,3±0,9
		EMG <sub>gle</sub>	0,4±0,9	0,2±0,7	0,3±0,7
Intensidade	APA	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,2	0,3±0,1
		EMG <sub>gld</sub>	0,2±0,2	0,2±0,2	0,2±0,1
		EMG <sub>tae</sub>	0,4±0,3	0,3±0,2	0,3±0,2
		EMG <sub>gle</sub>	0,3±0,5	0,2±0,1	0,2±0,1
	APC	EMG <sub>tad</sub>	0,3±0,2	0,3±0,3	0,3±0,2
		EMG <sub>gld</sub>	0,3±0,2	0,3±0,2	0,3±0,3
		EMG <sub>tae</sub>	0,5±0,4	0,4±0,3	0,4±0,2
		EMG <sub>gle</sub>	0,4±0,5	0,3±0,3	0,4±0,3

## 6.2.2 Organização do controle postural

### 6.2.2.1 Influência das características individuais

Os resultados obtidos através da análise de aglomerados estão representados na TABELA 44. Esta tabela resumem a informação sugerida pelos dendrogramas gerados pela análise de aglomerados. De acordo com critério de seleção adotado, apresentamos os grupos formados e as variáveis associadas a cada grupo constituído. Os fatores massa, tempo de treinamento na ginástica olímpica e estatura que estão indicados na TABELA 44 estão escalonados de

tura que estão indicados na TABELA 44 estão escalonados de acordo com a TABELA 23.

TABELA 44 - Resultados da análise de aglomerados. Dois agrupamentos (A e B) identificados a partir dos dendrogramas dos principais componentes das variáveis de estudo (centro de pressão – COP, sinal eletromiográfico – EMG, e momento de força) para as tarefas 03.1, 03.2 e 03.2. No item fator, o sinal apostrofe ' indica que o fator é reescalonado de acordo com a TABELA 23 e os valores dos agrupamentos são adimensionais.

tarefa	Variável	Parâmetro	Ajuste Postural	Fator	Agrupamentos	
					A	B
03.1	EMG	RMS	APA	Massa'	1 e 2	3,5 e 4
		RMS	APC	Treino'	1,4 e 2	3 e 5
		intensidade	APA	Treino'	1 e 2	3,5 e 4
		intensidade	APC	Treino'	1,4 e 2	3 e 5
03.2	COP	RMS	APA	Estatura'	1 e 5	2,4 e 3
		desvio	APA	Estatura'	1,5 e 3	2 e 4
		desvio	APC	Estatura'	1,5 e 3	2 e 4
		intensidade	APA	Estatura'	1 e 5	2,4 e 3
03.3	COP	intensidade	APC	Estatura'	1 e 5	2,4 e 3
		RMS	APA	Idade (anos)	11,12,7,8,10 e 14	9 e 13
		RMS	APA	Estatura'	3,5 e 1	24
		RMS	APC	Idade (anos)	11,12,7,8,10 e 14	9 e 13
		intensidade	APA	Idade (anos)	4,5 e 3	1 e 2
		intensidade	APA	Estatura'	3,5 e 1	2 e 4
		intensidade	APC	Idade (anos)	11,12,7,8,10 e 14	9 e 13

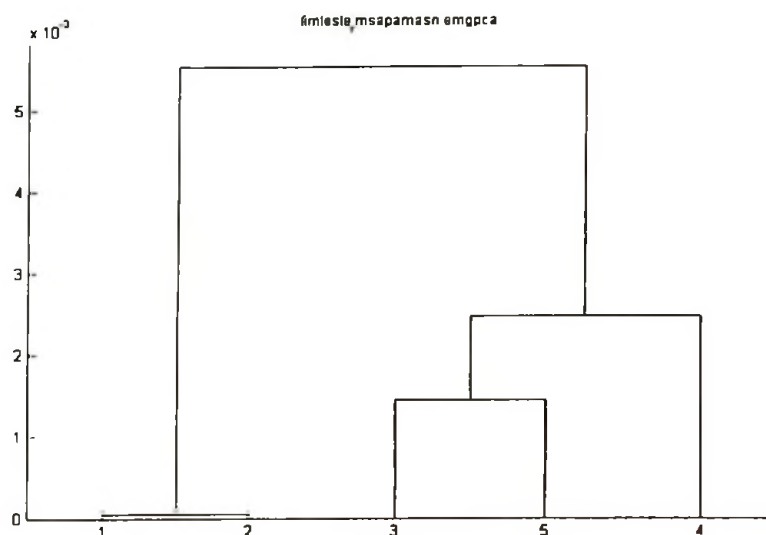


FIGURA 33 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.1. Valor RMS do EMG (ordenada), durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de massa corporal escalonada (abscissa) na amostra analisada.

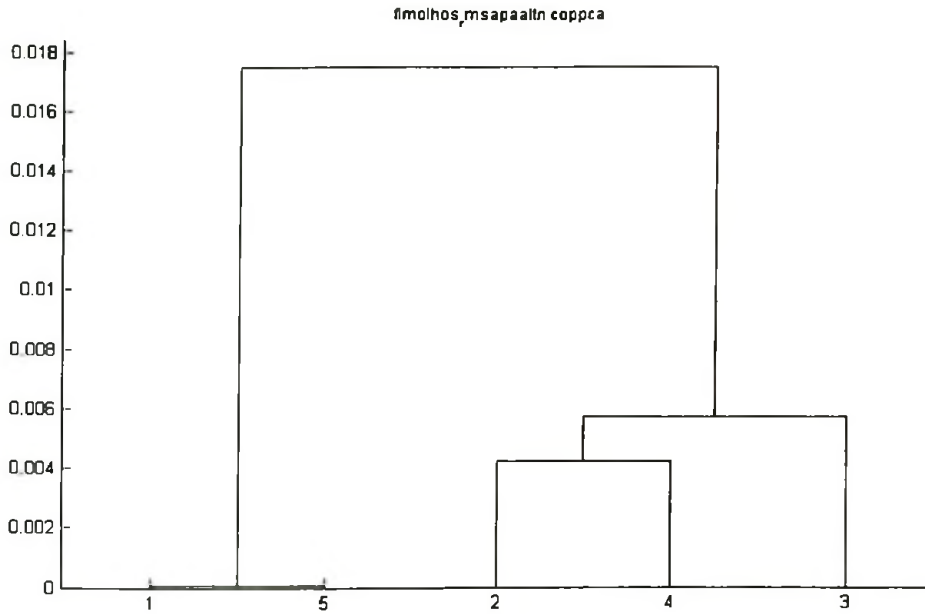


FIGURA 34 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.2. Valor RMS do COP (ordenada), durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de estatura escalonada (abscissa) na amostra analisada.

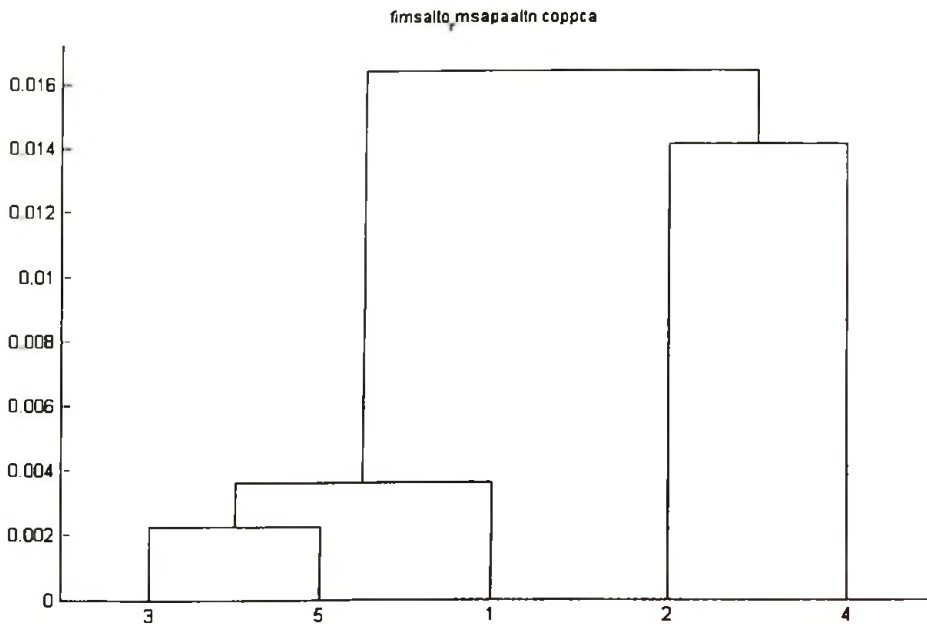


FIGURA 35 - Exemplo de um dendrograma utilizado na análise de aglomerados no Estudo 03.3. Valor RMS COP (ordenanda), durante o ajuste postural antecipatório agrupado por causa de estatura escalonada (abscissa) na amostra analisada.

As variáveis são agrupadas de acordo com a tarefa. Para a tarefa 03.1 (TABELA 44), os únicos fatores que agrupam os ajustes posturais são a experiência motora e o peso corporal. No APA, somente os parâmetros de EMG são afetados pela experiência motora e peso corporal. Assim, RMSEMG é afetado pelo peso e iEMG é afetado pela experiência motora. Além disso, para APC, somente o fator experiência motora afeta tanto RMSEMG e iEMG.

Para a tarefa 03.2 (TABELA 44), APA e APC são influenciados pela estatura corporal. Novamente, a variável afetada é EMG. Para APA, todos parâmetros do EMG podem ser agrupados. Por outro lado, nem todos os parâmetros do APC são agrupados pela estatura. A intensidade e o desvio do EMG podem ser agrupados se esses resultados forem pareados com a estatura.

Para a tarefa 03.3 (TABELA 44), dois fatores (idade e estatura) podem ser usados para parear os dados do COP para obter agrupamentos. Dois parâmetros significativamente são afetados: variabilidade e intensidade. Durante APA, tanto a idade quanto estatura afetam esses parâmetros do COP para formar agrupamentos. Para APC, os mesmos parâmetros do COP (variabilidade e intensidade) podem ser agrupados por causa de idade.

O treinador do grupo de atletas avaliado indicou o nível de desempenho de todos seus atleta: avançado e intermediário. Outro nível é incluído relacionado aos que não têm qualquer experiência em ginástica, os não-ginastas. Testamos se o nível de desempenho ginástico agrupa os dados. Em particular, ter experiências em ginástica ou não é um fator para agrupar os ajustes posturais.

Para todas variáveis, durante tarefa 03.1 e tarefa 03.2, os resultados de ajuste postural de pessoas que não tiveram experiência prévia em ginástica significativamente são separados dos que tiveram experiência prévia em ginástica. Esta situação é observada no APA e APC. Na tarefa 03.3, por outro lado, não é observada tal diferença entre grupos. Para os parâmetros de intensidade e variabilidade, GcGI3 é diferente de GcGA3 e GcNG3. Para parâmetro de desvio, GcGA3 é diferente dos outros grupos.

Anteriormente, mostramos os aspectos gerais de análise de aglomera-

dos. A seguir, apresentamos a organização de agrupamentos em virtude dos fatores mencionados.

Para a tarefa 03.1, os agrupamentos estão organizados de acordo com os parâmetros de EMG e tipo de ajuste postural. A variabilidade do EMG (RMSEMG) e a intensidade do EMG (iEMG) são agrupadas da mesma forma independentemente do fator. Os sujeitos mais leves têm APA diferente dos sujeitos mais pesados. GcNG3 e GcGI3 tem APA diferente de GcGA3. Durante APC, a variabilidade e a intensidade do EMG apresentam os mesmos tipos de agrupamentos. Os grupos GcNG3 e GcGI3 e alguns ginastas mais experientes se agrupam, enquanto outros ginastas mais experientes são agrupados separadamente.

Os agrupamentos observados quando os sujeitos fecham os seus olhos na tarefa são diferentes. De acordo com a estatura, dois grupos consistentes são observados em todos os dendrogramas. Em um grupo, os sujeitos mais altos e mais baixos são unidos. O outro grupo consistente é criado com os sujeitos de estatura intermediária. Somente, durante o desvio do COP (APA e APC), sujeitos mais altos e de altura média estão juntos. Para os outros dois parâmetros, COP RMS e iCOP, as estaturas intermediárias formam um grupo e estaturas extremas formam o outro grupo.

A tarefa 03.3 tem agrupamentos semelhantes ao desvio do COP na tarefa 03.2 para estatura. Neste sentido, estaturas extremas são agrupadas enquanto estaturas intermediárias são agrupadas no outro grupo. A idade dos sujeitos é um fator para agrupar COP RMS e iCOP para APA e APC. Para todos casos, as crianças de nove e 13 anos formam um grupo, ao passo que as outras crianças são agrupadas em outro grupo.

#### **6.2.2.2 Sobre o manejo dos graus de liberdade**

Para eliminar as correlações lineares entre as variáveis analisadas e obter dados linearmente independentes, usamos a análise de componentes principais. Os autovalores e autovetores resultantes são analisados. A primeira análise



é sobre a contribuição percentual de cada componente principal (CP) contabilizada para a variância total do conjunto de dados da variável. A comparação da contribuição de cada componente principal é feita com análise de variância (ANOVA). Os resultados da análise estão apresentados por causa de estudo.

#### 6.2.2.2.1 Componentes principais: estudo 03.1

As TABELAS 45, 46 e 47 contêm os resultados médios da variância explicada por cada componente principal na variância total das variáveis COP, Momento de força e EMG, respectivamente para a tarefa 03.1. Os resultados estatisticamente significantes estão apresentados nas FIGURAS 36 a 42.

A variabilidade contabilizada por cada componente principal do conjunto dos componentes do COP está apresentada na TABELA 45. Não encontramos diferença entre grupos.

A variabilidade contabilizada por cada componente principal do conjunto dos componentes do momento de força está apresentada na TABELA 46. O Momento de força apresenta diferença significativa entre grupos e ajustes posturais ( $R_{(15,275)}=5,21$ ,  $p<0,001$ ). Identificamos as seguintes diferenças sobre o primeiro componente principal (CP1): a variância contabilizada pelo CP1 do momento de força do GcNG3 é menor no APC ( $p<0,001$ ); e a variância contabilizada pelo CP1 do GcNG3, durante APC é menor que a variância do CP1 do GcGGA3, durante APA ( $p=0,03$ ). Em relação ao segundo componente principal (CP2), a variância contabilizada pelo CP2 do momento de força do GcNG3 é menor no APC ( $p<0,001$ ). Finalmente, sobre o terceiro componente principal, quatro diferenças são identificadas: a variância contabilizada pelo CP2 do momento de força do GcNG3 é menor no APC ( $p<0,001$ ); a variância contabilizada pelo CP3 do GcNG3, durante APC é menor que a variância do CP3 do GcGGA3, durante APA ( $p<0,001$ ); a variância contabilizada pelo CP3 do GcGa3, durante APC é maior que a variância do GcGGA3, durante APA ( $p=0,02$ ); e a variância contabilizada do GcGA3 é maior no ajuste postural compensatório.

A variabilidade contabilizada por cada componente principal do conjunto de sinais eletromiográficos está apresentada na TABELA 47. O sinal eletromiográfico apresenta diferenças significativas entre grupos e ajustes posturais ( $R_{(20,3247)}=3,54$ ,  $p<0,001$ ). Para o primeiro componente principal, a variância contabilizada deste componente para o GcGI3, no APC é menor que a variância contabilizada observada para todos os grupos, durante APA ( $p<0,01$ ). A variância contabilizada pelo PC1 do GcNG3 no APC é menor que a contribuição da variância do PC1 do GcGA3 no APA ( $p<0,001$ ). A variância contabilizada pelo PC1 no GcGA3 é maior que nos outros dois grupos, durante APC (GcNG3,  $p=0,03$ , e GcGI3,  $p<0,001$ ). A variância contabilizada pelo segundo componente principal é maior no GcGN3 do que no GcGA3, durante APA ( $p=0,04$ ). A variância contabilizada pelo PC2 do GcGI3, durante APA é menor que a variância observada nos grupos GcNG3 e GcGI3, durante APC ( $p<0,001$ ). A variância contabilizada pelo PC3 do GcGI3 no APC é maior que a variância de cada um dos grupos no APA ( $p<0,004$ ). E a variância contabilizada pelo PC3 no GcGA3 é menor que os outros grupos experimentais ( $p<0,006$ ). Finalmente, no quarto componente principal a variância contabilizada é maior no GcGI3, durante APC comparado com a variância contabilizada no GcNG3 no APA ( $p=0,003$ ). No APC, a variância contabilizada no GcGI3 é maior que no GcGA3 ( $p=0,001$ ).

TABELA 45 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	N
APA	GcNG3	92,1±8,3	7,9±8,3	214
	GcGI3	89,5±10,6	10,5±10,6	114
	GcGA3	90,1±10,3	9,9±10,3	166
APC	GcNG3	92,4±10,1	7,6±10,1	214
	GcGI3	92,0±9,2	8,0±9,2	114
	GcGA3	91,6±9,7	8,4±9,7	166

TABELA 46 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	N
APA	GcNG3	90,4±8,9	8,1±7,9	1,5±1,8	214
	GcGI3	86,8±13,0	11,5±11,5	1,7±2,6	114
	GcGA3	89,0±9,7	9,7±9,1	1,4±1,5	166
APC	GcNG3	85,3±12,9	11,7±10,5	3,0±3,4	214
	GcGI3	86,3±11,1	11,5±9,9	2,2±2,8	114
	GcGA3	88,2±11,4	9,4±9,5	2,4±2,8	166

TABELA 47 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório e N é o tamanho da amostra.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	CP4 (%)	N
APA	GcNG3	76,4±13,4	16,9±10,5	5,0±4,1	1,7±1,8	214
	GcGI3	75,7±13,9	16,7±9,2	5,4±4,3	2,2±2,4	114
	GcGA3	79,3±13,0	13,7±8,9	5,0±4,4	1,9±2,1	166
APC	GcNG3	72,9±14,6	18,7±10,9	6,1±5,4	2,2±2,4	214
	GcGI3	70,2±16,7	19,4±9,8	7,6±6,5	2,8±3,5	114
	GcGA3	77,5±13,6	16,5±10,5	4,3±3,8	1,6±1,7	166

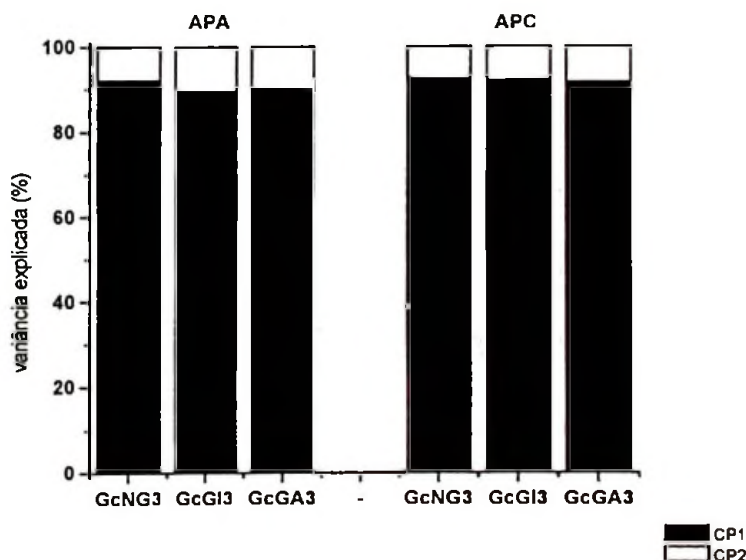


FIGURA 36 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

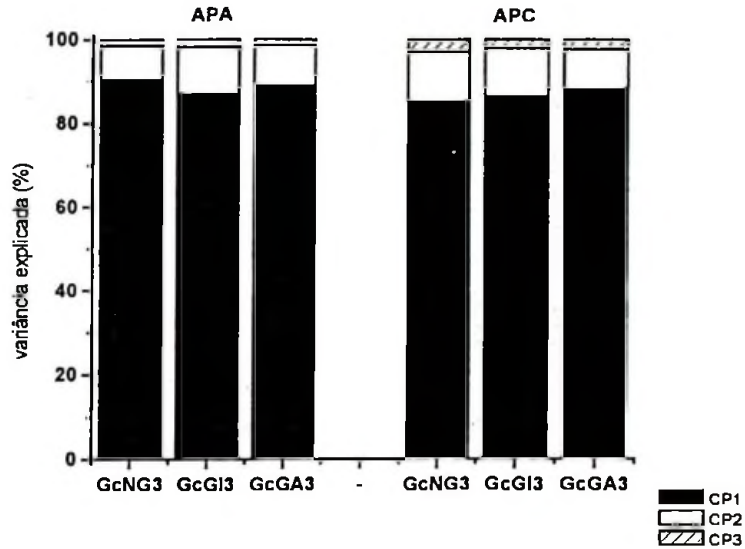


FIGURA 37 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório.

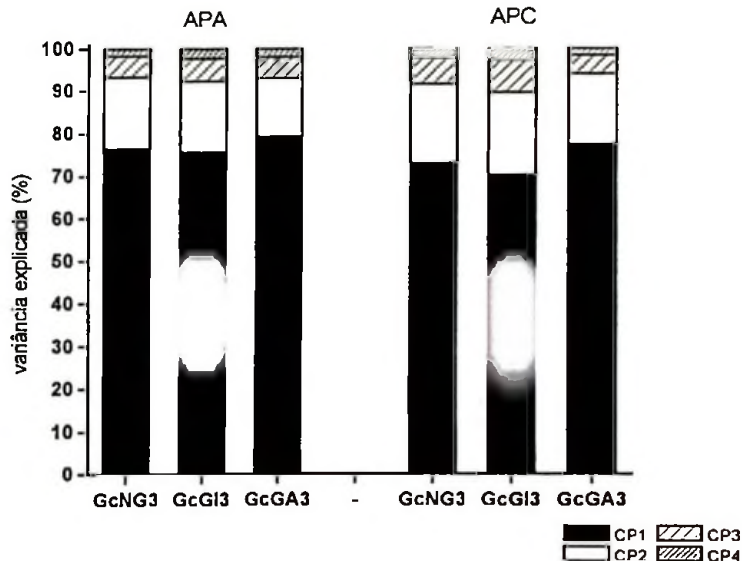


FIGURA 38 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3 na tarefa 03.1. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APC é o ajuste postural compensatório.

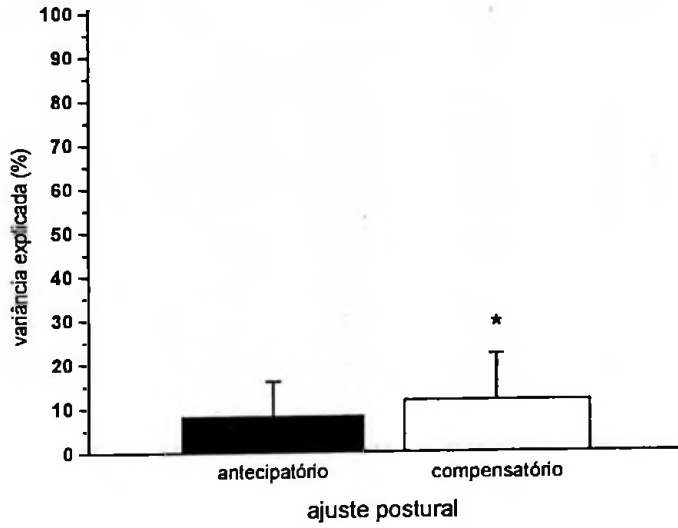


FIGURA 39 - Comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do momento de força médio observado no GcNG3.

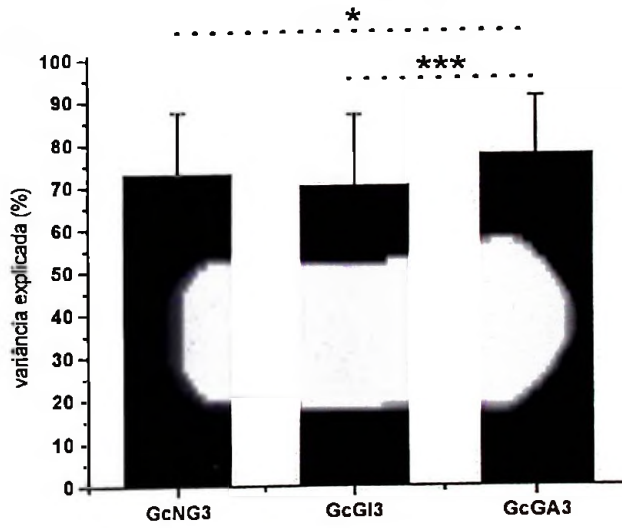


FIGURA 40 - Comparação entre grupos experimentais quanto ao percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do EMG obtido, durante o ajuste postural antecipatório.

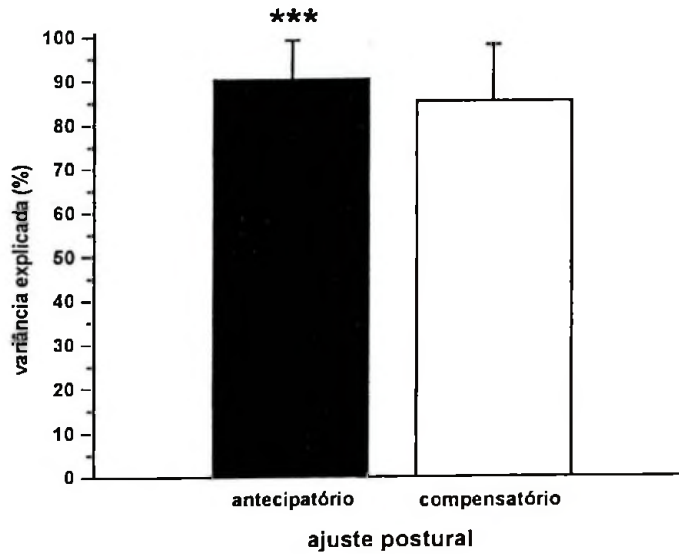


FIGURA 41 - Comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do momento de força médio observado no GcNG3.

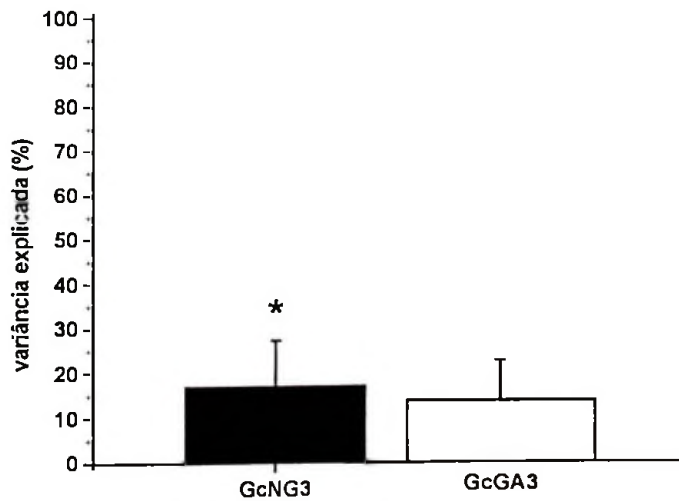


FIGURA 42 - Comparação entre o GcNG3 e GcGA3 quanto ao percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do EMG médio observado no ajuste postural antecipatório.

#### 6.2.2.2.2 Componentes principais: estudo 03.2

As TABELAS 48, 49 e 50 contêm os resultados médios da variância explicada por cada componente principal na variância total das variáveis COP, Mo-

mento de força e EMG, respectivamente para a tarefa 03.2. Os resultados estatisticamente significantes estão apresentados nas FIGURAS 43 a 47.

A variância contabilizada para COP está na TABELA 48. É encontrada diferença entre os grupos e ajustes posturais para o valor médio da variância contabilizada do PC1 ( $R_{(10,782)}=1,94$ ,  $p=0,03$ ). Tanto o primeiro quanto o segundo componente principal mostram menor variância contabilizada no GcNG3, durante APC do que a variância apresentada pelo GcGI3, durante o APA.

A variância contabilizada pelos componentes principais do momento de força é diferente entres grupos e ajustes ( $R_{(15,1077)}=2,04$ ,  $p<0,01$ ). Contudo, não identificamos a diferença entre grupos e ajustes.

A variância contabilizada pelos quatro componentes principais do EMG na tarefa 03.2 está apresentada na TABELA 51. Observamos diferença significativa entre grupos e ajustes posturais para o valor médio da variância contabilizada dos componentes principais do EMG ( $R_{(20,1291)}=1,97$ ,  $p<0,006$ ). Esta diferença é identificada no primeiro componente principal: no GcGA3, a variância contabilizada é menor no APA ( $p>0,03$ ). Esta diferença também é identificada no PC2: a variância contabilizada no GcGA3 no APA é menor que variância nos grupos, durante APC ( $p<0,03$ ) e menor que a variância no GcNG3 no APA ( $p=0,01$ ). Os outros dois componentes principais PC3 e PC4 não apresentam diferenças na variância contabilizada.

TABELA 48 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	N
APA	GcNG3	90,5±9,1	9,5±9,1	90
	GcGI3	87,7±11,7	12,3±11,7	51
	GcGA3	88,9±9,6	11,1±9,6	58
APC	GcNG3	93,3±7,6	6,7±7,6	90
	GcGI3	89,6±11,4	10,4±11,4	51
	GcGA3	89,2±10,0	10,8±10,0	58

TABELA 49 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	N
APA	GcNG3	88,4±9,5	9,7±9,1	1,8±1,5	90
	GcGI3	86,4±10,5	12,1±9,9	1,6±2,1	51
	GcGA3	86,0±12,0	12,0±10,8	2,0±2,5	58
APC	GcNG3	89,0±11,4	8,5±8,9	2,4±3,5	90
	GcGI3	85,3±12,0	12,9±10,8	1,8±2,3	51
	GcGA3	87,4±11,7	10,3±9,9	2,3±2,7	58

TABELA 50 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	CP4 (%)	N
APA	GcNG3	73,5±12,5	18,7±9,6	6,1±4,8	1,8±1,6	90
	GcGI3	76,5±13,6	15,8±9,5	5,6±4,4	2,0±1,9	51
	GcGA3	80,1±14,1	12,5±8,8	5,3±4,9	2,1±2,3	58
APC	GcNG3	73,4±14,0	18,2±9,7	5,9±5,0	2,5±2,6	90
	GcGI3	71,9±20,2	18,7±13,2	6,7±6,2	2,7±3,2	51
	GcGA3	71,8±15,0	19,8±10,3	6,4±5,4	2,0±2,5	58

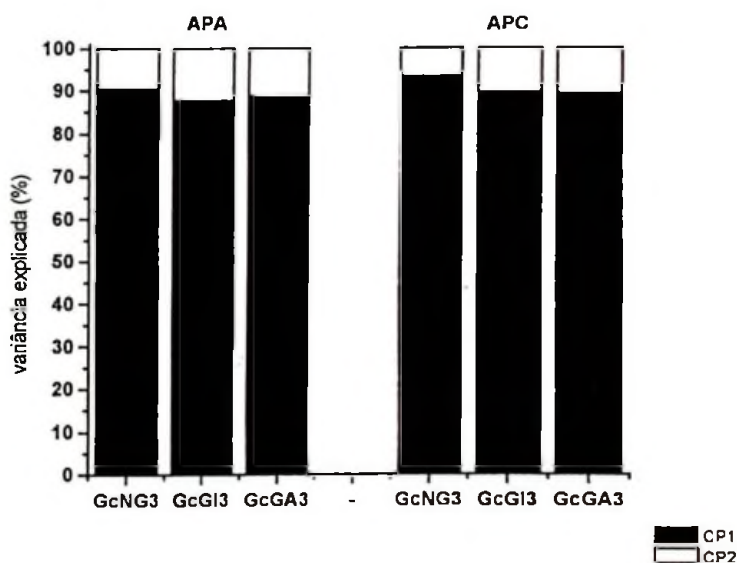


FIGURA 43 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.



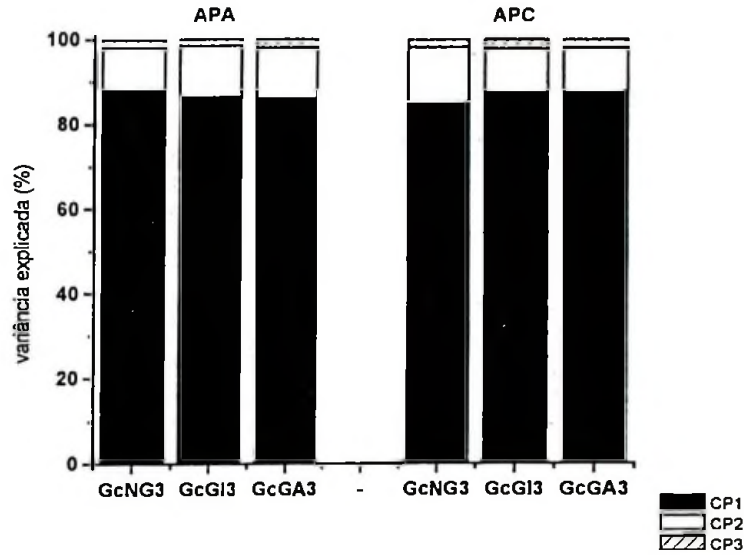


FIGURA 44 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

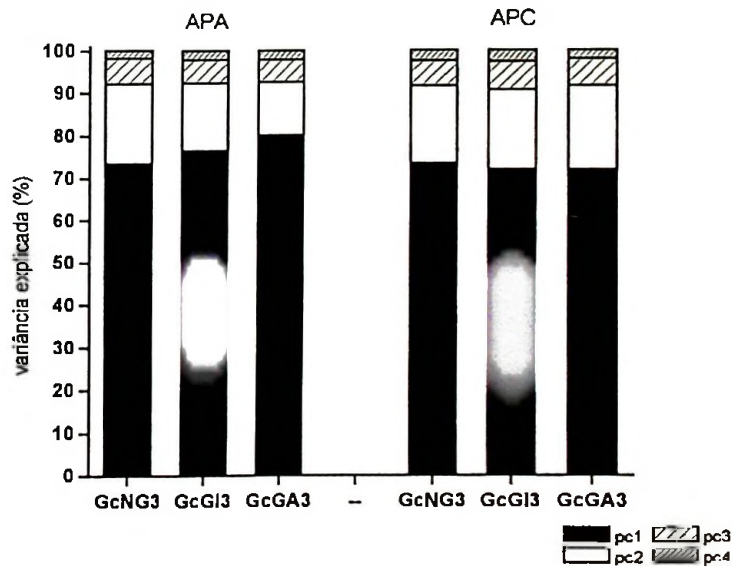


FIGURA 45 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.2. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório.

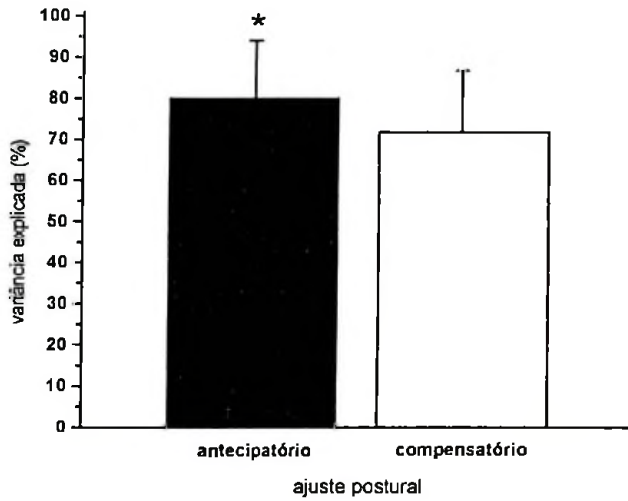


FIGURA 46 - Gráfico mostrando a comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo primeiro componente principal do EMG médio observado no GcGA3.

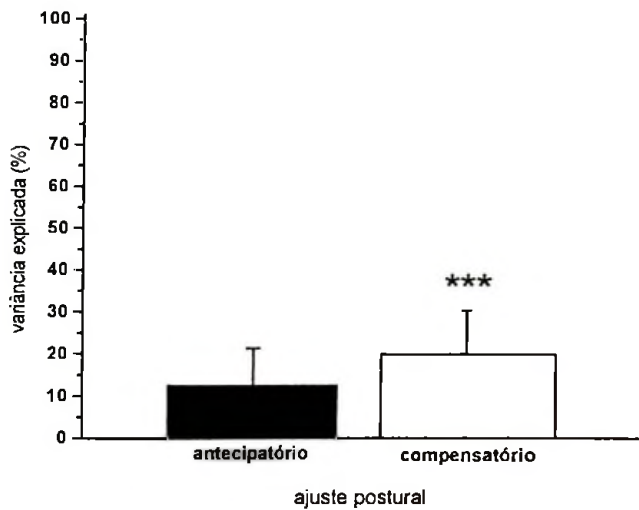


FIGURA 47 - Gráfico mostrando a comparação do ajuste postural antecipatório e compensatório através do percentual da variância explicada pelo segundo componente principal do EMG médio observado no GcGA3.

### 6.2.2.2.3 Componentes principais: estudo 03.3

As TABELAS 51, 52 e 53 contêm os resultados médios da variância explicada por cada componente principal na variância total das variáveis COP, Mo-

mento de força e EMG, respectivamente para a tarefa 03.3. Os resultados estatisticamente significantes estão apresentados nas FIGURAS 48 a 50.

A variância contabilizada para os dois componentes principais do COP está na TABELA 51. Não existe diferença entre grupos e ajustes.

A variância contabilizada pelos componentes principais do momento de força (TABELA 52) é diferente quando comparamos os grupos e ajustes posturais ( $R_{(15,1237)}=1,72$ ,  $p=0,04$ ). Esta diferença não é identificada através do teste de Post Hoc ou teste de contraste.

A variância contabilizada pelos componentes principais do EMG (TABELA 53) é diferenciada entre grupos e ajustes posturais ( $R_{(20,1483)}=1,66$ ,  $p=0,03$ ). Esta diferença não é identificada através do teste de Post Hoc ou Teste de Contraste.

TABELA 51 - Valores médios e respectivo desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	N
APA	GcNG3	90,7±11,4	9,3±11,4	109
	GcGI3	92,4±8,1	7,6±8,1	45
	GcGA3	91,5±9,5	8,5±9,5	74
APC	GcNG3	93,7±7,6	6,3±7,6	109
	GcGI3	90,4±11,1	9,6±11,1	45
	GcGA3	91,2±7,6	8,8±7,6	74

TABELA 52 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	N
APA	GcNG3	92,6±7,7	6,2±6,4	1,2±2,1	109
	GcGI3	93,0±7,6	5,8±6,4	1,2±1,9	45
	GcGA3	92,0±6,7	6,9±5,8	1,1±1,6	74
APC	GcNG3	90,1±9,9	8,8±8,6	1,2±2,6	109
	GcGI3	92,6±8,0	7,0±7,9	0,4±0,4	45
	GcGA3	93,0±7,4	6,4±6,9	0,6±1,1	74

TABELA 53 - Valores médios e desvio padrão do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total da variável. EMG para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, CP3 é o terceiro componente principal, CP4 é o quarto componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

Ajuste postural	Grupo	CP1 (%)	CP2 (%)	CP3 (%)	CP4 (%)	N
APA	GcNG3	72,1±14,8	18,7±10,4	6,6±5,6	2,6±2,4	109
	GcGI3	74,5±17,1	18,6±12,3	5,0±5,9	1,9±2,8	45
	GcGA3	78,0±14,7	15,1±10,7	4,7±4,6	2,2±2,4	74
APC	GcNG3	72,5±15,0	18,0±9,6	6,7±5,5	2,7±2,6	109
	GcGI3	73,7±15,1	19,0±9,0	5,1±5,9	2,2±3,4	45
	GcGA3	73,9±15,0	19,2±10,1	5,3±5,4	1,6±2,1	74

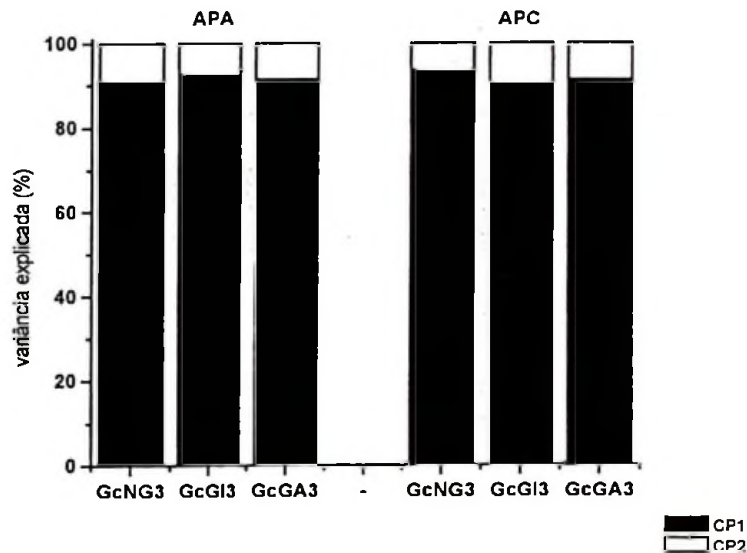


FIGURA 48 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do COP para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, APC é o ajuste postural compensatório.

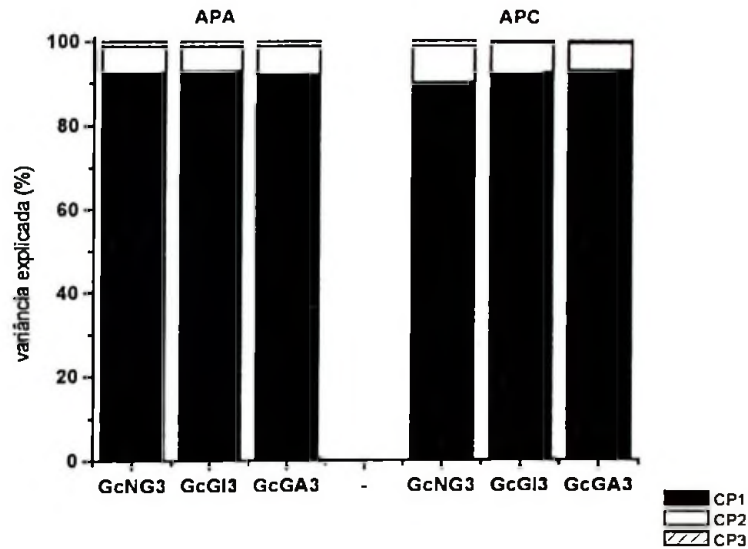


FIGURA 49 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada por cada componente principal, em relação a variância total do Momento de força para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é o primeiro componente principal, CP2 é o segundo componente principal, APA é o ajuste postural antecipatório, CP3 é o terceiro componente principal, APC é o ajuste postural compensatório.

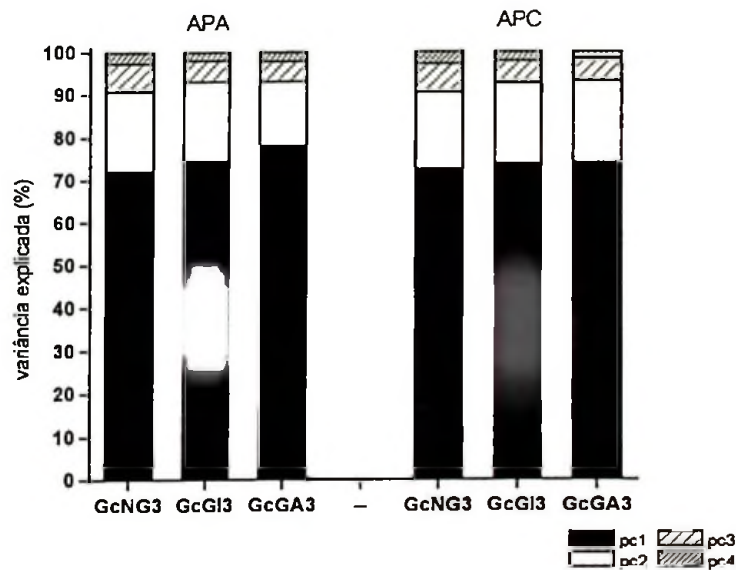


FIGURA 50 - Gráfico com os valores médios do percentual da variância explicada pelos componentes principais, em relação a variância total do EMG nos grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3, durante a execução da tarefa 03.3. CP1 é primeiro componente principal, CP2 é segundo componente principal, APA é ajuste postural antecipatório, CP3 é terceiro componente principal, CP4 é quarto componente principal, APC é ajuste postural compensatório.

#### 6.2.2.2.4 Efeito da repetição da tarefa 03.1 na variabilidade dos componentes principais

Nas TABELAS 54 e 55, estão apresentados os resultados da análise de regressão linear para a relação coeficiente de variação (CV) do componente principal das diferentes variáveis analisadas. Estão apresentadas somente as retas de regressão cujo coeficiente de Pearson é menor que 5%.

Para APA (TABELA 54), observamos que apenas duas variáveis apresentam coeficientes de variação que têm correlação linear com a repetição da tarefa 03.1: EMG e torque. Todos os grupos apresentam componentes principais do EMG com correlação linear com a repetição da tarefa e seus coeficientes de inclinação são negativos. O componente principal PC1 do EMG do GcNG3 apresenta inclinação negativa ( $-0,14 \pm 0,05$ ). O primeiro componente principal do EMG para o GcGI3 também apresenta correlação linear com a repetição da tarefa 03.1, e a inclinação da reta de ajuste é negativa ( $-0,07 \pm 0,03$ ). A reta de regressão para o quarto componente principal do EMG no GcGA3 também apresenta inclinação negativa ( $-1,91 \pm 0,46$ ). Para APA, o segundo componente principal do torque apresenta reta de ajuste com inclinação positiva ( $0,73 \pm 0,31$ ).

TABELA 54 - Resultados da regressão linear para a relação coeficiente de variação (CV) do componente principal das variáveis analisadas por tentativa da tarefa 03.1 no ajuste postural antecipatório.

Grupo	Variável	Componente principal	Inclinação	R	SD	p
GcNG3 (n=16)	EMG	CP1	-	-0,59	0,98*	0,01
GcGI3 (n=17)	EMG	CP1	-	-0,50	0,61*	0,04
GcGA3 (n=17)	Torque	CP2	+	0,52	6,36*	0,03
	EMG	CP4	-	-0,73	9,32***	0,0009

Durante APC, também encontramos relações lineares entre o CV e a repetição da tarefa 03.1 (TABELA 55). O EMG apresenta correlações significantes para todos os grupos. Para o GcNG3, o Torque e EMG apresentam componentes principais linearmente correlacionados com a repetição da tarefa. O segundo e terceiro componentes principais do Torque apresentam inclinações positivas ( $1,30 \pm 0,52$  e  $1,86 \pm 0,85$ , respectivamente); ao passo que CP2, CP3 e CP4 do EMG apresentam inclinações negativas ( $-0,33 \pm 0,15$ ,  $-0,96 \pm 0,35$  e  $-1,19 \pm 0,43$ , respecti-

vamente). Para o GcGI3, COP e EMG apresentam correlações lineares com a repetição da tarefa 03.1. O CV do primeiro componente principal do COP quando correlacionado com a repetição da tarefa apresenta uma reta de correlação cuja inclinação é negativa ( $-0,15 \pm 0,04$ ); por outro lado, CP2 do COP apresenta uma inclinação positiva ( $3,35 \pm 0,79$ ). A reta de correlação do CV do CP3 do EMG com a repetição da tarefa 03.1 apresenta inclinação negativa ( $-0,89 \pm 0,35$ ). Finalmente, para GcGA3, apenas os componentes principais do EMG apresentam correlação linear com a repetição da tarefa 03.1: o terceiro e quarto componentes principais apresentam retas de ajuste cujo coeficiente de inclinação é negativo ( $-1,88 \pm 0,48$  e  $-2,64 \pm 0,69$ , respectivamente).

TABELA 55 - Resultados da regressão linear para a relação coeficiente de variação (CV) do componente principal das variáveis analisadas por tentativa da tarefa 03.1 no ajuste postural compensatórios.

Grupo	Variável	Componente principal	Inclinação	R	SD	p
GcNG3 (n=16)	Torque	CP2	+	0,56	9,52*	0,02
		CP3	+	0,50	15,71*	0,04
	EMG	CP2	-	-0,51	2,76*	0,04
		CP3	-	-0,59	6,49**	0,01
		CP4	-	-0,59	7,96**	0,01
GcGI3 (n=17)	COP	CP1	-	-0,71	0,77**	0,001
		CP2	+	0,74	15,88***	0,0007
	EMG	CP3	-	-0,55	7,08*	0,02
GcGA3 (n=17)	EMG	CP3	-	-0,71	9,79**	0,001
		CP4	-	-0,71	13,84**	0,001

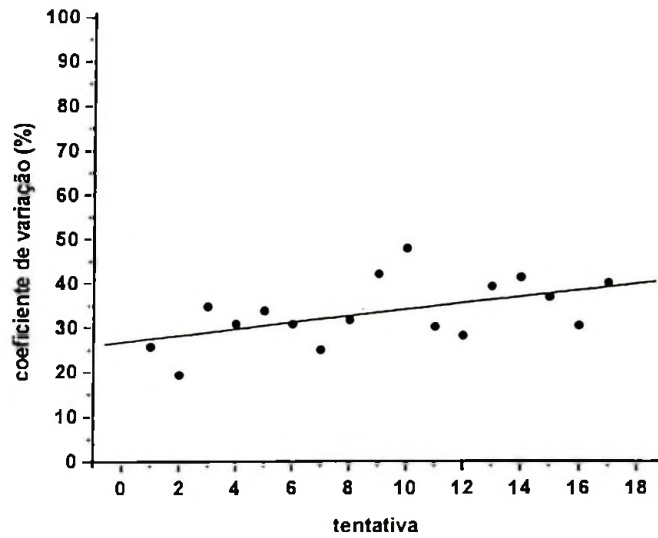


FIGURA 51 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do momento de força, durante APA no GcGA3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.

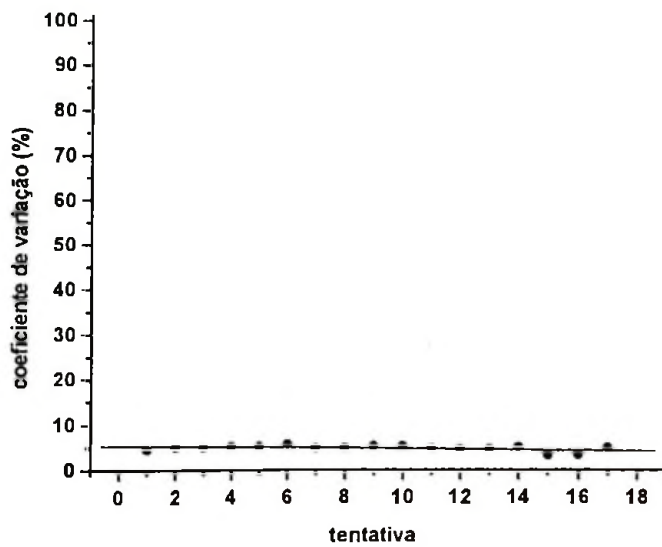


FIGURA 52 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro componente principal do EMG, durante APA no GcGI3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.



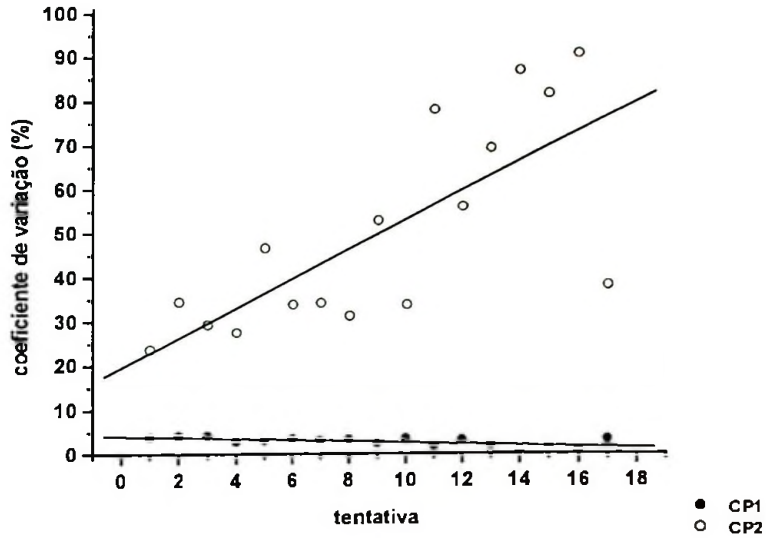


FIGURA 53 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro (CP1) e segundo (CP2) componente principal do COP, durante APC no GcGI3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.

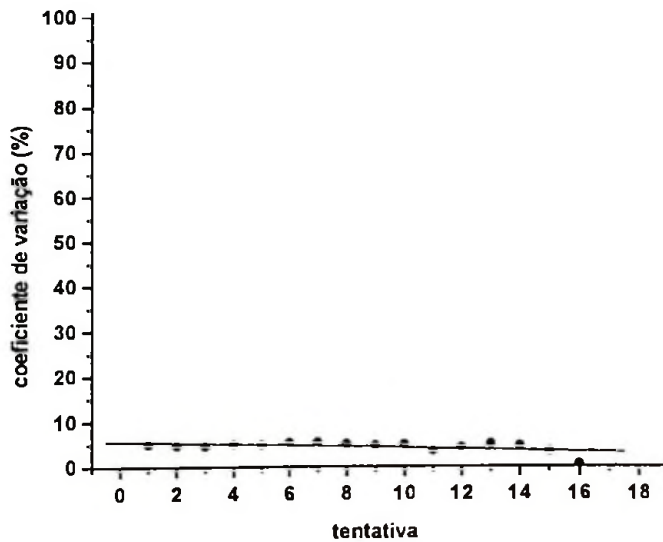


FIGURA 54 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do primeiro componente principal do EMG, durante APA no GcNG3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.

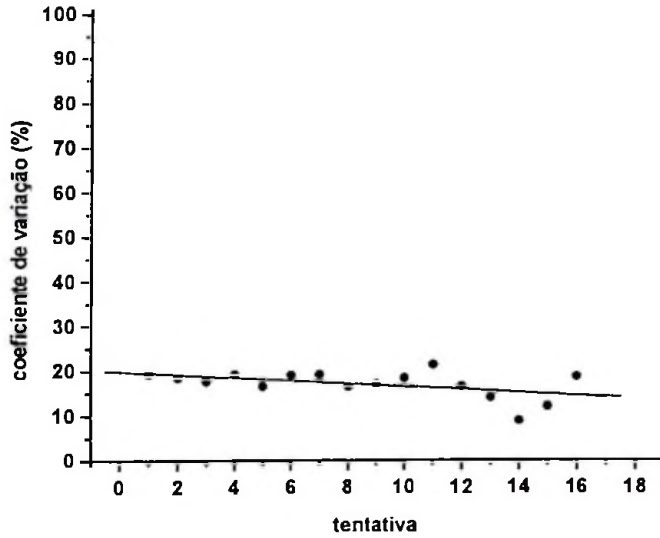


FIGURA 55 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do EMG, durante APC no GcNG3 e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.

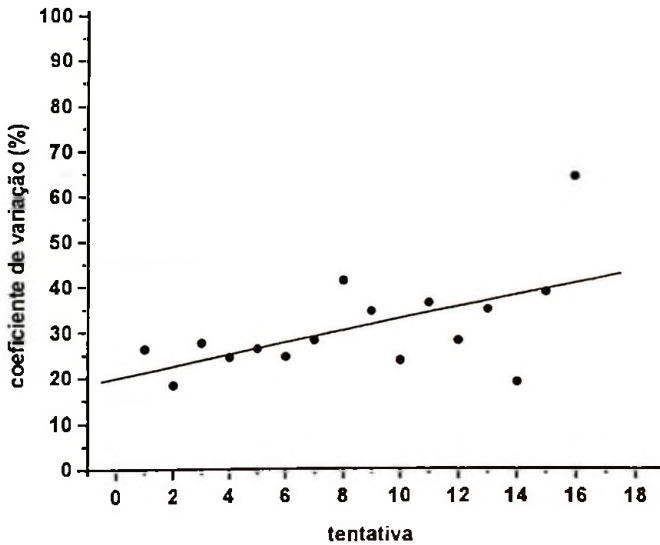


FIGURA 56 - Gráfico com os valores do coeficiente de variação do segundo componente principal do momento de força, durante APC no GcNG3, e a reta obtida pela regressão linear entre o CV e as tentativas da tarefa 03.1.

### 6.2.2.2.5 O número de dimensões do conjunto dos resultados

Na TABELA 56, estão apresentados os valores médios do número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade encontrada nos ajustes posturais nos três estudos desenvolvidos (03.1, 03.2 e 03.3).

Para todas condições experimentais e grupos, a mediana do número de dimensões é a mesma: nove dimensões. Através do teste de Wilcoxon verificamos que não existem diferenças significativas entre ajustes posturais de um mesmo grupo experimental para o Estudo 03.1, Estudo 03.2 e Estudo 03.3.

Verificamos a existência de correlação entre o número de dimensões no APA e APC através do coeficiente de Spearman. O resultado significativo é a correlação entre o número de dimensões do APA e número de dimensões do APC no GcGA3 na tarefa 03.1 ( $p=0,008$ ).

TABELA 56 - Valores médios do número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade observada em cada ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) em cada uma dos grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3.

Ajuste postural		Dimensão		
		tarefa 03.1	tarefa 03.2	tarefa 03.3
GcNG3	APA	8,7±0,7 (n=178)	8,6±0,8 (n=58)	8,6±0,9 (n=68)
	APC	8,7±0,8 (n=178)	8,7±0,7 (n=58)	8,6±0,8 (n=68)
GcGI3	APA	8,8±0,5 (n=114)	8,6±0,8 (n=51)	8,8±0,6 (n=56)
	APC	8,8±0,6 (n=114)	8,8±0,7 (n=51)	8,8±0,6 (n=56)
GcGA3	APA	8,8±0,7 (n=202)	8,7±0,7 (n=90)	8,7±0,7 (n=104)
	APC	8,6±0,8 (n=202)	8,7±0,7 (n=90)	8,6±0,8 (n=104)

TABELA 57 - Amplitude da variação do número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade observada em cada ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) em cada uma dos grupos (GcNG3, GcGI3 e GcGA3) na tarefa 03.1, 03.2 e 03.3.

Ajuste postural		Amplitude		
		tarefa 03.1	tarefa 03.2	tarefa 03.3
GcNG3	APA	3	2	3
	APC	3	2	3
GcGI3	APA	2	2	2
	APC	2	2	3
GcGA3	APA	3	3	2
	APC	3	2	2

Os resultados da TABELA 57 podem ser representados por uma matriz  $\underline{A}$  3x6. Se considerarmos que cada linha representa como o ajuste postural se comporta por causa das tarefas podemos verificar se é possível inferir esta matriz pode ser reduzida. A redução desta matriz gera uma nova matriz  $A'$  3x3:

$$A' = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}.$$

O determinante da matriz  $\underline{A}'$  obtida dos valores da TABELA 57 é  $-1$ , o que implica que esta matriz é linearmente independente. Portanto, a amplitude de variação do número de dimensões não apresenta correlação entre grupos experimentais, ajustes posturais e tipos de tarefa.

### 6.3 Discussão dos resultados

#### 6.3.1 Caracterização do ajuste postural

No capítulo 6.2.1, estão descritos os ajustes posturais antecipatório e compensatório nas tarefas 03.1, 03.2 e 03.3 para os grupos GcNG3, GcGI3 e GcGA3. Esta descrição está baseada na apresentação das curvas de valores médios, nas comparações entre os padrões das curvas através da análise de correlação cruzada e pelos valores do coeficiente de variação reduzido calculado para cada curva de valores médios das variáveis COP, momento de força e EMG.

Esta descrição é o passo inicial para discussão dos resultados do Experimento 03, subdividido nos Estudos 03.1, 03.2 e 03.3. Esta descrição traça direções que apóiam as comparações que realizamos através da análise de aglomerados, de componentes principais e de variância que são discutidos posteriormente.

O debate entre especificidade e generalidade em comportamento motor também pode ser estendido às tarefas de equilíbrio. Neste sentido, nós podemos argumentar que as habilidades de equilíbrio adquiridas na prática de ginástica podem ou não ser transferidas para outras tarefas de equilíbrio. Analisamos o desempenho de equilíbrio, durante uma tarefa motora, comparando os resultados de três grupos diferentes. As crianças que não tiveram qualquer experiência motora

em ginástica constituíram um grupo. Ginastas intermediários formam o segundo grupo e o último grupo é formado por ginastas avançados. Para executar a análise de aglomerados, todos os dados de todos os sujeitos estiveram juntos.

Nós consideramos para análise o subgrupo constituído por dois níveis do fator. Sob esta condição, somente dois fatores significativamente agrupam os dados de EMG, durante tarefa padrão. O peso corporal pareado com a variabilidade do EMG proporciona agrupamentos. A principal perturbação postural nesta tarefa é o repentino deslocamento do COM. A elevação rápida da coxa causa esta perturbação, reduzindo a área de apoio e aumentando o peso sob o pé de apoio.

MOUCHNINO, AURENTY, MASSION & PEDOTTI (1993) sugerem que o eixo do tronco serve como parâmetro para estabelecer a posição da perna durante o movimento de elevação rápida coxa e, logo, do ajuste postural associado.

Considerar que o peso afeta a organização da variabilidade do EMG, no APA significa que um parâmetro inercial do corpo influencia APA. Isto é esperado, visto que um dos propósitos principais do APA é contrapor os efeitos dos momentos de inércia no equilíbrio. O outro resultado é, como esperado, a experiência motora (tempo de prática na ginástica) pareada com a iEMG agrupa APA. Este resultado apóia a idéia que EMG é afetado por experiência motora. DEBU & WOOLLACOTT (1988) mostram que o efeito do treinamento de ginástica é um alongamento da latência de resposta, mas este efeito é músculo-dependente.

HADDERS-ALGRA *et al.* (1996) estudam o efeito do treinamento diário de equilíbrio no desenvolvimento de adaptações posturais no movimento de sentar em crianças. Eles mostram que o treinamento afeta capacidade de modular a amplitude do EMG, a respeito da velocidade de deslocamento da plataforma e da posição inicial sentada, atividade antagonista e as respostas distais. De acordo com um estudo prévio, FORSSBERG & HIRSCHFELD (1994), é sugerido que os geradores centrais de padrão geram os ajustes posturais e estão organizados em dois níveis: a) a modulação tarefa-específico do padrão selecionado e b) seleção de padrão básico de ativação muscular. Os resultados mostram que estes níveis também são afetados pelo treinamento.

O APA durante a tarefa padrão resulta em agrupamentos organizados em uma forma esperada: indivíduos leves têm APA diferente de indivíduos pesados e não-ginastas e ginastas com pouco tempo de treino têm APA diferente dos ginastas mais experientes. É importante realçar as naturezas diferentes de APA e organização de APC. APA é uma resposta postural aprendida e voluntária e APC é composto por reações voluntárias e reflexos. Enquanto APA é resultado de um controle antecipatório, APC é controlado por feedback. Então, a atividade do APC é claramente dependente de eficiência de APA em reduzir as perturbações na postura impostas pelo movimento focal. Se APA fracassa, APC é usado para garantir a estabilidade da postura.

O movimento focal em todos os Estudos do Experimento 03 é o mesmo. Consideramos os ajustes realizados pelo grupo GcNG3 na tarefa padrão como os padrões e as análises são feitas em comparação a este padrão. O padrão de ativação muscular nos ajustes posturais não difere entre os grupos (FIGURAS 28, 30 e 32). Durante o APA, a ativação eletromiográfica se caracteriza por um aumento gradativo da atividade. Em relação ao comportamento do COP, verificamos que o padrão geral de todos os grupos do APCOP, durante APA, é deslocamento para frente e no APC, é deslocamento para trás. Ao passo que o padrão do MLCOP é deslocamento para a direita no APA e um retorno a uma posição central no APC. Assim mesmo, observamos detalhes no ajuste postural que diferenciam os grupos.

Durante a tarefa padrão, os resultados indicam que os grupos não apresentam parâmetros do momento de força diferentes entre si para os ajustes posturais. Isso significa que a intensidade, desvio ou variabilidade do momento de força não se diferenciam por causa de grupo experimental, ou seja, não se diferenciam, em relação à experiência motora na ginástica olímpica. O momento de força apresenta maior desvio, maior intensidade e maior variabilidade na direção AP, a direção do movimento focal. Os maiores valores destes parâmetros na direção do movimento devem ter relação com a própria execução do movimento focal.

As diferenças entre grupos são identificadas quando analisamos o desvio das variáveis COP e EMG. O desvio da variável indica duas importantes in-

formações: a direção da variação do sinal analisado e a amplitude do deslocamento deste sinal. O desvio do COP no APA é maior na direção ML, que é perpendicular à direção do movimento focal. Isto indica que, na preparação do movimento, a principal ação do sistema de controle postural é posicionar o corpo sobre o apoio que se manterá após a realização do movimento focal. Contudo, a maior variabilidade do COP é observada na direção AP. O aumento da variabilidade na direção AP pode ser um indicador da independência do controle das direções do COP, no APA, dado que o maior deslocamento e variabilidade do COP não ocorrem na mesma direção. Além do desvio do COP, o desvio do EMG é menor em GcGA3 em relação ao padrão. Ou seja, indivíduos com experiência na ginástica olímpica mostram APA menor que indivíduos sem experiência na mesma modalidade. A preparação postural para o movimento focal 03.1 é menor quando o indivíduo participa de um programa de treinamento em ginástica olímpica porque APA é resultado da adequação que o controle postural indica para manter a estabilidade do sistema.

Para a execução do movimento focal, GcGA3 tem semelhança com o padrão da curva dos resultados médios do APCOP. As outras comparações entre grupos e variáveis não contém valores consideráveis de correlação. Este resultado indica que o grupo experimental é um fator diferenciador do ajuste postural. Sobre a trajetória do COP, consideramos que as pequenas oscilações (período aproximadamente menor que 0,1 s) podem ser resultado de um mecanismo de correção automático da trajetória do COP ou de artefato originado pelo tratamento de dados (curva média). Estas oscilações ocorrem antes do movimento focal e invertem a trajetória do COP ou atrasam o distanciamento do COP de seu ponto central, retardando o seu deslocamento para frente para se ajustar ao início do movimento focal. As trajetórias do COP nos grupos GcGA3 e GcGI3 são diferentes do padrão por causa destas oscilações. Considerando esta oscilação como uma correção da trajetória, verificamos que esta correção é menor no GcGA3. GcGA3 tem menos oscilação que o padrão na trajetória do MLCOP. Contudo, a causa desta oscilação na direção médio-lateral deve ser diferente. Enquanto no GcGA3, ela se caracteriza como uma correção na trajetória do COP, no padrão, esta oscilação se caracte-

riza por uma preparação para o deslocamento do COP.

DANION, DUARTE & GROSJEAN (1999) apresentam resultados sobre os valores de oscilação do COP em uma tarefa baseada no paradigma experimental da Lei de Fitts. Para os maiores índices de dificuldade, as oscilações têm período de aproximadamente 0,5 s.

Em relação à atividade eletromiográfica, a variabilidade da atividade do m. tibial anterior direito é maior a variabilidade dos mm. gastrocnêmio direito e esquerdo. Como o deslocamento em do MLCOP é principalmente determinado pela estratégia de deslocamento do peso, não realizada pelos músculos monitorados, a atividade eletromiográfica observada tem relação com o movimento na direção AP. A maior intensidade de atividade eletromiográfica é verificada na perna que realiza o movimento focal, no m. tibial anterior esquerdo. A principal função deste músculo deve estar relacionada à estabilização da postura, evitando um possível movimento anterior exagerado do corpo, que aumentaria a instabilidade durante o movimento focal. Esta maior atividade também explica a maior intensidade do momento de força e maior variabilidade do COP na direção AP. Se na preparação do movimento focal o m. tibial anterior esquerdo exibiu a maior atividade, durante APC sua atividade decai, tornando-se a menor dos músculos monitorados. Logo, se os mm. tibial anterior apresentam o maior desvio e a porção esquerda apresenta a menor atividade, o m. tibial anterior esquerdo diminui a atividade após o movimento focal, enquanto seu par contralateral aumenta a atividade para estabilizar a postura.

Na trajetória dos componentes do momento de força ao longo das tarefas indicam que no ajuste postural antecipatório, o padrão é correlação entre  $M_x$  e  $M_z$  é negativa. Entretanto, a modulação desta correlação varia por causa de tarefa. Quando a tarefa é na ausência da informação visual, esta correlação se torna positiva e se mantém no APC.

Combinando todos os resultados, identificamos duas funções do APA: posicionar o corpo para o início do movimento focal e facilitar sua realização. Ao passo que o APC tem a função de estabilizador, evidente na maior atividade mus-



cular dos mm. tibial anterior direito e esquerdo.

O APA é reduzido em duas situações: a) quando a instabilidade é pequena (ARUIN, 1998) e b) quando a instabilidade não pode ser prevista (ARUIN *et al.*, 2001). Em relação aos resultados encontrados, como a instabilidade torna-se conhecida enquanto os indivíduos repetem a tarefa, o principal fator que pode influenciar a amplitude do APA é o fato do movimento focal provocar uma instabilidade pequena para a postura ereta. Os resultados indicam que a atividade eletromiográfica e deslocamento do COP têm somente a amplitude menor, durante APA do GcGA3. Os resultados sugerem que o movimento focal impõe diferentes níveis de instabilidade postural por causa dos grupos.

A eficácia do APA na estabilização postural é refletida posteriormente porque a função do APC é estabilizar o sistema após a realização do movimento focal. Caso APA seja bem sucedido na preparação para o movimento, a instabilidade provocada será menor e, conseqüentemente, APC terá uma pequena função (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988). O APA padrão minimiza a instabilidade postural porque APC resultante é menor. Ao passo que, APA no GcGA3 não é suficiente para estabilizar a postura ou, pelo contrário, aumenta a instabilidade do sistema, aumentando APC. APC não mostra a mesma distribuição de resultados observada no APA. Durante o APC, observamos que o desvio do COP tem o maior valor no GcGA3. Este aumento no desvio do COP no GcGA3 inverte a relação verificada no APA. Assim, a menor preparação postural para o GcGA3 refletiu no aumento da resposta compensatória; enquanto a maior preparação postural padrão reflete na redução da resposta compensatória.

As respostas posturais depois que o movimento começa são descritas pelos APC. O APC não é afetado por dois fatores, como é o APA, somente o tempo de experiência motora pode ser pareado com a variabilidade e intensidade do EMG para produzir agrupamentos durante APC. Como não observamos agrupamentos dos ajustes posturais por causa de peso dos participantes, provavelmente os parâmetros biomecânicos não têm uma influência importante no controle de equilíbrio depois da atividade de APA. Isto pode ser verdadeiro se APA tiver êxito em

amortecer a perturbação postural produzida pelo movimento focal (NARDONE & SCHIEPPATI, 1988). De acordo com SVEISTRUP & WOOLLACOTT (1997), o treinamento refina as respostas automáticas da postura. Provavelmente, o efeito deste refinamento também inclui a diminuição de dependência de parâmetros de equilíbrio, explicando o porquê de nossos dados não ter dependência de parâmetros biomecânicos na execução do movimento focal. Por outro lado, ginastas iniciantes têm comportamento semelhante ao padrão, indicando os mesmos níveis de êxitos de seus APA.

A pouca semelhança entre padrões de curvas de valores médios das variáveis analisadas durante APA é também verificado no APC quando o movimento focal é realizado. Em geral, APC no APCOP resume-se ao retorno do COP a uma posição posterior. O padrão de resposta do APC apresenta oscilações durante a trajetória do APCOP; mas, estas oscilações são diferentes no GcGA3 porque possui distintamente duas fases: uma inicial, em que o APCOP desloca-se para trás sem oscilações e uma final, e que apresenta uma série de oscilações. Associando a forma destas trajetórias com os grupos, sugerimos que o aumento da experiência em ginástica olímpica particulariza o instante de correções posturais após o movimento focal: elas ocorrem perto da posição final.

Outra diferenciação entre o padrão de curvas durante o APA e APC é a fase entre as variáveis. No APA, identificamos correlações com diferença de fase; por outro lado, no APC, não existe diferença de fase entre as curvas. O fato das variáveis comparadas estarem em fase quando apresentam altos valores de correlação pode indicar que as semelhanças entre os padrões das curvas podem ter sido originadas pela alta dependência dessas variáveis de uma mesma variável de controle. Assim, um único comando desempenharia o papel de indicar o padrão da trajetória dessas variáveis.

A atividade eletromiográfica é uma das medidas utilizadas na biomecânica para inferir sobre os comandos neuromusculares utilizados na geração dos movimentos (WINTER, 1979). De forma geral, não encontramos correlações entre a trajetória do MLCOP e EMG, e encontramos correlação entre APCOP e EMG. O deslocamento do APCOP está associado a uma estratégia de

deslocamento do APCOP está associado a uma estratégia de momento de força e distal (estratégia do tornozelo), enquanto na direção médio-lateral, a estratégia associada é uma estratégia de força e proximal (estratégia do quadril). Como os músculos monitorados estão apenas relacionados ao movimento do tornozelo e do joelho, a ausência de correlações entre MLCOP e EMG é esperada. Este resultado também reforça o controle independente dos componentes do COP (ROSEMBLUM, FIRSOV, KUUZ & POMPE, 1998).

A combinação de dois resultados, maior desvio do COP no GcGA3 em comparação ao GcGI3 e maior desvio do EMG no GcGI3 em comparação ao GcGA3, sugere que a relação entre amplitude de atividade eletromiográfica e deslocamento do COP não é linear. Dois comportamentos distintos são observados: menor atividade eletromiográfica associada a maior deslocamento do COP e maior atividade eletromiográfica associada a menor deslocamento do COP. Estes resultados podem sugerir níveis de eficiência do EMG para realizar o ajuste postural. Se considerarmos que menor atividade eletromiográfica causa deslocamento maior, podemos sugerir que a coordenação dos músculos utilizados na tarefa, parcialmente representados nos parâmetros do EMG, permite maior eficiência na atividade muscular. Conseqüentemente, a maior experiência em ginástica olímpica pode estar atuando positivamente na realização do ajuste postural compensatório.

Como a estrutura do movimento focal se mantém a mesma ao longo das tarefas e a execução do movimento focal se dá através da mesma instrução, uma simples explicação mecânica sobre a relação entre a forma das curvas de momento vertical e ântero-posterior pode não ser suficiente para explicar a variação de correlação. Em ambas soluções há sucesso na execução, logo, a variação do sinal da correlação pode ter sido causado pela modulação do sistema de controle postural, mostrando diferentes alternativas para a execução da mesma tarefa.

### **6.3.2 Adaptação do ajuste postural**

As alterações observadas durante a restrição sensorial são a supressão

das diferenças observadas no COP e EMG entre os grupos, durante APA, e a supressão das diferenças observadas na EMG entre os grupos, durante o APC. A principal modificação surge no desvio no COP, durante o APC. Neste parâmetro, GcGA3 tem maior deslocamento do COP que o padrão e com a restrição sensorial, o deslocamento do COP no GcGA3 é menor que padrão. Notamos que a ausência de visão modifica APC, diminuindo o deslocamento do COP para os indivíduos com experiência em ginástica olímpica.

Discutimos, inicialmente, a constituição geral dos ajustes posturais em relação a como se eles organizam em torno dos parâmetros peso, estatura, tempo de experiência e idade através da análise de aglomerados. Esta classificação permite verificar aspectos gerais da organização do ajuste postural.

PERRIN *et al.* (1998) mostram que progressivamente um padrão de resposta postural com os olhos abertos é substituído por um padrão de resposta postural adaptado aos olhos fechados. O padrão de transição está correlacionado com o comportamento da amostra, de forma que as pessoas que praticam esportes demoram menos para passar de um padrão para outro. Contudo, se os parâmetros motores (experiência anterior, maturação) ou parâmetros biomecânicos (peso corporal, estatura, área de apoio, etc...) têm o mesmo nível de importância, durante os olhos abertos ou fechados permanece sem explicação.

Fechar os olhos afeta os ajustes posturais. O resultado é que a estatura pareada com todos parâmetros de EMG (variabilidade, desvio e intensidade) proporciona agrupamentos significativos. A altura de corpo é, como parâmetro biomecânico, um fator que influencia equilíbrio. O fator peso corporal, outro fator biomecânico, proporciona grupos interessantes com os parâmetros do COP durante a tarefa padrão. Os indivíduos com estatura extrema (mais altos e mais baixos) mostram resultados semelhantes para APA e APC. O efeito do APA para reduzir as perturbações posturais também influencia as respostas do APC, de maneira que, para ambos ajustes posturais os grupos observados são os mesmos. A variabilidade do EMG é relacionada ao peso corporal na tarefa padrão e, na ausência da visão, está relacionada à estatura do corpo. Como ambos fatores, estatura e peso

interferem nas propriedades mecânicas do movimento humano, reforça-se a argumentação que o parâmetro biomecânico proporciona a variabilidade do EMG, durante APA. Em comparação com PERRIN *et al.* (1998), somente a estatura influenciou a organização de dados de EMG em subgrupos. Entretanto, há uma diferença entre os resultados do APA e APC: a variabilidade do EMG não é afetada pela estatura no APC.

É interessante notar que depois da sessão inicial (tarefa padrão), a influência da experiência motora desapareceu nos agrupamentos de dados. Sob restrição sensorial ou quando duas tarefas são combinadas, a experiência motora prévia não pode ser usada para agrupar os dados. Após considerar aspectos gerais do ajuste postural relacionado a como se organiza em torno de diferentes fatores que identificam a amostra experimental, discutimos as variações no padrão do ajuste por causa de ausência da informação visual na execução da tarefa motora.

A trajetória do COP apresenta correlação entre os componentes AP e ML. Contudo, as curvas destas variáveis estão defasadas em aproximadamente 0,3 s. Este tempo é suficientemente grande para ações voluntárias. Assim, o padrão do APCOP é semelhante ao padrão do MLCOP, com um atraso de 0,3 s. Suportando a idéia de um único comando para o controle da trajetória destas variáveis, agora presenciamos um modulador que permite que o padrão de resposta seja repetido, mas com um certo atraso. Este atraso é necessário no APA porque a primeira medida a ser preparada na tarefa é o deslocamento do peso. Inicialmente o peso corporal se encontra distribuído entre os dois apoios e ao final do movimento focal ele estará sendo suportado por um dos apoios. Em seguida, a outra medida do APA é preparar-se para o deslocamento para frente que será produzido pelo movimento frontal da coxa. Esta defasagem de tempo é suficiente para diferentes tipos de modulação neural, sugerindo uma modulação não baseada em reflexos monossinápticos. Portanto no APA quando os olhos fechados, o padrão de deslocamento do MLCOP é repetido no APCOP com um atraso de tempo que sugere algum nível de modulação do sistema de controle postural.

O APC pode ser assim caracterizado: deslocamento maior do MLCOP e

maior variabilidade do COP na direção do movimento focal; maior momento de força na direção do momento focal; e maior EMG nos m. tibial anterior, como é observado no APA, durante a execução da mesma tarefa com os olhos abertos. Portanto, a redução da informação sensorial não alterou a estrutura geral do ajuste postural, indicando que este tipo de ajuste é incorporado com sucesso pelos indivíduos que realizam a tarefa. As trajetórias do COP se tornam mais suaves enquanto a experiência em ginástica olímpica aumenta. Estas oscilações se localizam no início e fim das trajetórias do COP. Observamos maiores oscilações no grupo padrão em ambos componentes do COP e ajustes posturais. No APC, GcGI3 também apresenta oscilações na trajetória do APCOP e MLCOP; contudo, estas oscilações ocorrem no fim do ajuste postural.

MESURE, AMBLARD & CREMIEUX (1997) mostram que indivíduos treinados (judô e dança) têm padrões específicos no controle postural. Os resultados indicam que o treinamento desloca a dominância da informação visual para a informação proprioceptiva no controle da postura ereta.

Não há correlação entre My e o deslocamento do APCOP, reforçando idéia de independência do controle do COP, na direção AP e ML. Por outro lado, observamos que APCOP está correlacionado com Mz no ajuste antecipatório e compensatório. Esta situação ocorre por causa do deslocamento da coxa esquerda para cima quando é realizado o movimento focal. No APA, a correlação é positiva e em fase no GcNG3 e fora de fase nos GcGI3 e GcGA3. Os tempos de defasagem são semelhantes e em torno de 0,3 s, indicando que a trajetória do momento de força é continuamente acompanhada pelo APCOP e imediatamente copiada no grupo padrão e copiada com um atraso em pessoas com experiência em ginástica olímpica. No APC, tais defasagens não aparecem e em todos os grupos a semelhança entre curvas de APCOP e Mz é negativa e se dá em fase. Em situação de restrição sensorial, encontramos diferenças na forma de controle postural por causa de experiência motora relativa a uma modalidade esportiva.

O m. gastrocnêmio lateral esquerdo apresenta maior atividade que seu par contralateral, sugerindo uma preparação maior para a execução do movimen-

to focal. Este aumento de atividade pode ter origem na maior preocupação para realizar o movimento focal, ao contrário de estabilizar a postura.

O APC quando os indivíduos estão com os olhos fechados também apresenta correlação negativa e em fase entre APCOP e My ou Mx. Assim, encontramos resultados que sugerem que a modulação da resposta da trajetória do COP através do momento de força é intermediada por um sistema que aproveita as informações obtidas ortogonalmente e a inverte a sua direção.

Como APA pode resultar em aumento da instabilidade postural se sua intervenção for imprecisa (ARUIN *et al.* 1998) (nestes casos sugere-se que o sistema de controle postural seleciona a estratégia mais segura, a supressão do APA) e a situação de restrição sensorial é uma situação que pode gerar esta imprecisão, a maior intensidade e variabilidade do sinal eletromiográfico no GcGA3 pode indicar uma característica comum em pessoas treinadas: aumento da região segura para realizar o ajuste postural sem causar danos para o movimento focal. Contudo, esta hipótese deve ser cuidadosamente considerada pela semelhança dos outros parâmetros que estamos associando aos ajustes posturais. Não observamos diferença entre grupos, em relação aos outros parâmetros analisados, indicando que a correção na posição do COP é maior para indivíduos sem experiência na ginástica olímpica. Durante a realização da tarefa na ausência da visão, por um lado, APA tem EMG mais intenso em pessoas com mais experiência em ginástica olímpica; por outro lado, APC é maior em pessoas sem experiência na modalidade.

Outra adaptação que o ajuste postural pode sofrer é quando a ação motora é composta por mais de um movimento focal. Como consequência, o efeito do ajuste postural deve ser calibrado por causa de seqüência de movimentos que compõem a nova ação motora. Resultados experimentais sugerem que, em uma seqüência de movimentos, os ajustes posturais são modificados (DO & YIOU, 1999; LE PELLEC & MATON, 2000). A preparação de uma seqüência de movimentos é discutida por CHOG *et al.* (1999), DO & YIOU (1999) e LE PELLEC & MATON (2000) porque ainda não está explicado como as estratégias associadas à execução de um movimento se mantêm preservadas quando este movimento é

realizado com outros movimentos.

A combinação de duas tarefas diferentes ocorre na tarefa 03.3. A expectativa é verificar se as mesmas adaptações observadas na tarefa padrão emergem se o movimento realizado na tarefa padrão é combinado com outra tarefa motora. Se isso acontecer, então encontramos o mesmo tipo de organização de grupos como observado na tarefa padrão. Esta expectativa foi frustrada porque encontramos resultados diversos.

É observado que menos fatores (tarefa padrão) ou menos parâmetros (ausência de informação visual) influenciam a formação de grupos durante APC. Novamente, na tarefa 03.3, menos fatores podem ser usados para agrupar os dados. Dois fatos são diferentes: a variável é COP e a variabilidade é um parâmetro que significativamente agrupa os dados. Neste caso, o que é observado é que a estatura interage com os parâmetros do COP para formar grupos, durante APC. Os resultados apóiam a idéia que menos parâmetros e fatores afetam APC. Estes fatores têm origens diferentes: se a execução não é perturbada por uma restrição sensorial, o fator pertence aos parâmetros motores, por outro lado, se a execução é perturbada por uma restrição sensorial, o fator pertence aos parâmetros biomecânicos. Esta distinção de classes entre fatores pode nos proporcionar informação sobre como tarefas motoras são organizadas durante a prática.

Dois movimentos são realizados em seqüência: elevação rápida da coxa esquerda seguida pelo salto vertical. Conseqüentemente, a influência do APA para elevação da coxa pode ser estendida para o segundo movimento focal. Desse modo, APC para a elevação da coxa pode se tornar parte do APA para o salto vertical. A forma como os ajustes são agrupados na tarefa 03.3 é diferente do padrão. Este resultado reforça a hipótese da especificidade das habilidades motoras. A primeira proposição pode ser testada comparando-se APA desta tarefa e o padrão observado (FIGURAS 30 e 32). A primeira forma de comparar o APA é através da forma das curvas médias. Enquanto o padrão das trajetórias do COP durante APA é apresentar uma oscilação completa, na tarefa 03.3, o número de oscilações é maior. Novamente, observamos que o número de oscilações diminui enquanto a



experiência em ginástica olímpica aumenta. A experiência motora diferencia a realização do APA, os inexperientes em ginástica realizam um APA com maior intensidade do sinal eletromiográfico e com maior variabilidade do COP.

As oscilações do COP podem ser causadas pela instabilidade mecânica do sistema, pelo aumento da complexidade da tarefa, pelo uso de uma estratégia que usa oscilações para auxiliar o movimento focal ou mesmo um artefato causado pelo próprio processo de tratamento de dados. O processo de tratamento de dados *per si* não deve ser a origem destas oscilações, pois, em cada tarefa, as oscilações não surgiram da mesma forma e local. Não existem indicadores que a estabilidade do sistema, durante APA e APC, é alterada porque as mesmas condições iniciais da tarefa padrão são mantidas na tarefa 03.3. As condições iniciais são a área da base de suporte, massa do sistema, altura do COM e a rugosidade da superfície de contato. Para realizar a tarefa, não é necessário realizar o deslocamento do COP sem oscilação. Entretanto, a redução das oscilações na trajetória de um ponto material é um dos critérios mais utilizados na otimização dos movimentos. Se considerarmos que o aumento de experiência motora favorece a habilidade de resolver problemas motores e que a redução das correções da trajetória do COP implica na maior habilidade em controlar o equilíbrio, verificamos que o aumento da complexidade da tarefa é lidado de forma diferente pelos grupos. Pontualmente, o número de oscilações no grupo padrão é maior do que em GcGA3, para os ajustes posturais no APCOP e MLCOP. Assim, podemos considerar que a experiência motora está relacionada com a redução das oscilações, da trajetória do COP, durante os ajustes posturais. O ajuste postural antecipatório para esta tarefa 03.3 não diferenciou COP entre suas direções de movimento. O momento de força é maior na direção AP e a intensidade do EMG é maior no m. tibial anterior. A maior atividade no m. tibial anterior tem relação ao posicionamento do corpo.

Enquanto ocorre o movimento focal da tarefa 03.3, há a preparação para estabilizar o movimento e a preparação para o salto vertical. No APC, não há diferenças significativas entre as direções do COP, e o maior momento de força é Mx. A atividade eletromiográfica é significativamente maior no membro direito, o

qual permanece no chão. Este resultado é por causa de maior variação de EMG do m. tibial anterior direito, em relação ao m. tibial anterior esquerdo, a maior variação do m. gastrocnêmio lateral esquerdo, em relação ao m. tibial anterior esquerdo, e a menor intensidade e variabilidade de ativação do m. gastrocnêmio lateral esquerdo, em relação ao m. tibial anterior direito e m. gastrocnêmio esquerdo. A maior atividade muscular do lado direito, que suporta o corpo na execução do salto, indica que APC também assume a função de preparação para o movimento.

O grupo mais preparado para executar movimentos acrobáticos em série apresenta correlação negativa entre APCOP e os componentes de momento de força, no APC na tarefa 03.3. Como consideramos que, nesta tarefa o APC pode ser parte do APA do salto vertical, este padrão do APCOP no APC é uma prévia do padrão desta mesma variável no APA do salto vertical. No APC, os grupos GcGA3 e GcGI3 tem menor intensidade e variabilidade do COP que o grupo padrão. Considerando os resultados do APA e APC, a maior variabilidade do COP, durante a preparação do movimento focal é mantida após a realização do movimento.

De acordo com a hipótese de habilidade motora generalizada, a habilidade para o desempenho de uma tarefa é resultado da prática ou experiência em alguma outra tarefa. Em todas as tarefas, o movimento focal é a resposta postural para a elevação de coxa. Os fatores permanecem os mesmos ao longo das tarefas, mas os resultados não. Os diferentes agrupamentos observados nas três tarefas são proporcionados por diferentes respostas posturais. Considerando o mesmo movimento focal e a mesma informação sensorial disponíveis é esperado encontrar respostas semelhantes na tarefa padrão e tarefa 03.3. A semelhança existe só quando são contabilizados os parâmetros afetados (variabilidade e intensidade). Entretanto, as variáveis são diferentes e têm significados diferentes para o ajuste postural. Uma variável é a resposta muscular para equilibrar a instabilidade (EMG) e a outra é a resposta física à mesma instabilidade no equilíbrio (COP). Além do mais, os fatores não são os mesmos. Na tarefa padrão, APA é influenciado por experiência motora e um parâmetro de inercial (peso de corpo). Na tarefa 03.3, APA é influenciado pela idade e outro parâmetro biomecânico (estatura). Sobre

APC, a experiência motora é o fator que afeta a formação de grupos, durante a tarefa padrão; enquanto durante a tarefa 03.3, a idade é o fator que afeta a mesma formação de grupos. Para esta resposta postural, nenhum efeito de parâmetros biomecânicos é significativamente contabilizado nos grupos de dados. O fato é que idade causa mudanças na oscilação postural.

### 6.3.3 Organização do controle postural

A primeira forma de analisar a organização dos ajustes posturais foi através da análise de aglomerados. Para a constituição dos aglomerados, é necessário antes aplicar a análise de componentes principais, para reduzir as correlações entre variáveis. Os aglomerados obtidos indicavam como os ajustes posturais podem ser organizados por causa de características individuais.

Além desta forma de organização, analisamos a organização dos ajustes posturais pelo número de graus de liberdade necessário para explicar a variabilidade total do conjunto de dados. Para estimar quantos graus de liberdade é necessário descrever mecanicamente o movimento, envolvendo todos os segmentos corporais e articulações coadjuvantes no fenômeno. Em seguida, definir como o sistema nervoso interpreta estes graus de liberdade internamente (LATASH, 1996). Assim, o interesse reside em conhecer quantas variáveis independentes de controle (chamadas de graus de liberdade) estão disponíveis para o sistema nervoso (SCHOLZ & SCHONER, 1999). Se o número de variáveis independentes de controle é maior que o número de variáveis descrevendo a tarefa motora, deparamos com um problema de escolha. É necessário escolher as variáveis independentes realmente importantes para a tarefa motora.

Utilizamos a análise dimensional para verificar o número de variáveis indicadas para explicar a variabilidade que um conjunto de resultados. Explicar a variabilidade porque este é o objetivo final de se analisar a informação que uma medida oferece. Na análise dimensional há estimativa se o número total de variáveis é realmente necessário, ou se eliminando a correlação entre variáveis é possí-

vel reduzir o número de variáveis e tornar o sistema menos complexo. Se for mantido o número original de variáveis, isso significa que todas as variáveis são necessárias. O número de variáveis na análise dimensional é dado pelo número de autovetores independentes do sistema. Este número de variáveis indica o número de graus de liberdade do sistema. A discussão sobre a redução dos graus de liberdade também é discutida por Helmholtz no fim do século XIX (GIELEN, 2001). Para Helmholtz, a redução dos graus de liberdade de rotação dos olhos pode ser resultado de especificidades anatômicas ou que os músculos funcionam por princípios gerais, como mínimo conforto para o indivíduo. Helmholtz ainda considera que este mesmo princípio de mínimo conforto pode ser aplicado a seleção de tipos de postura (GIELEN, 2001).

A partir dos resultados, observamos que a mediana do número de dimensões é nove, i.é, o número total de variáveis. Em alguns casos, o número de dimensões é menor. O significado deste resultado é direto: o número de variáveis utilizadas é o número necessário para explicar a variabilidade encontrada nos resultados experimentais. Este número não está correlacionado com a restrição de informação sensorial e nem depende do tipo o número de movimentos focais a serem realizados. Portanto, para lidar com as tarefas motoras analisadas, o controle postural não reduz o número de graus de liberdade.

O movimento voluntário é a expressão de estruturas coordenativas em um padrão com alto grau de unidade e cooperação, que é resultado de uma alta e complexa organização das estruturas internas (BERNSTEIN, 2001). A base para abordar o nível de organização do controle postural, durante as tarefas do Experimento 03 é o número de dimensões do conjunto de variáveis. O número de dimensões de um sistema é uma variável topológica que permite classificar os padrões motores de forma mais consistente. No experimento 03, verificamos que para a maioria das situações, o número de variáveis é igual ao número de dimensões necessárias para explicar a variabilidade total dos resultados.

De acordo com BERNSTEIN (2001)<sup>2</sup>, uma específica classe topológica pode ser governada por programa motor geral, ou engrama supremo, que é uma representação virtual da ação motora no sistema nervoso. Se considerarmos que o número de dimensões do sistema indica diferentes classes topológicas, a variação no número de dimensões pode ser um indicador que quando mudanças substanciais estão ocorrendo internamente, existe a promoção de diferentes tipos de programa de ação para realização do movimento e controle da postura. Como mantivemos o mesmo movimento focal durante as três tarefas e o movimento focal também se manteve o mesmo, possivelmente as respostas posturais observadas pertencem a uma mesma classe topológica de ajustes posturais.

O problema de Bernstein é discutido na literatura (BERNSTEIN, 1996; ZATSIORSKY, 1997). É um problema de escolha (LATASH, 1993) como o sistema nervoso faz para reduzir os graus de liberdade e solucionar a redundância das estruturas do movimento. Uma solução para o problema de Bernstein está na seleção das sinergias de movimento, que reduzem o número de graus de liberdade associados à cadeia cinemática onde ocorre o movimento analisado.

A redução no número de variáveis permite condensar a informação sobre o fenômeno em menos variáveis que o número de variáveis mensuradas. As variáveis obtidas, os componentes principais, são linearmente independentes. Se não encontramos a redução no número de graus de liberdade quando variamos o movimento focal, a informação sensorial e as características da amostra estudada, podemos apresentar duas proposições para explicar este fato no Experimento 03:

- as variáveis estudadas (EMG, momento de força e COP) não são as variáveis de controle; ou
- as variáveis estudadas são as mínimas necessárias para realizar o movimento e por isso não podem ser reduzidas;

Se as variáveis analisadas não são as variáveis de controle, mas elas apenas apresentam um nível de correlação ou dependência com as reais variáveis de controle do sistema nervoso, o problema que lidamos pode ser um problema de

---

<sup>2</sup> Original em russo no Archives of Biological Science, v.38, 1935. Traduzido do original por Mark L. Latash.

inadequação da linguagem escolhida (GELFAND & LATASH, 1998). Como desconhecemos a linguagem que o sistema nervoso central se comunica com os efetores do movimento, não podemos saber com exatidão quais são as variáveis de controle. Em nosso caso, três variáveis mensuradas, o problema é conhecer quais delas são as variáveis de controle.

O que realizamos é, a partir da proposição do modelo de um sistema mecânico, escolher variáveis biomecânicas associadas ao controle da postura ereta e associadas ao controle do movimento focal. Mesmo assim, encontramos uma relação de dependência entre as variáveis analisadas. Observamos correlação entre os padrões das curvas médias do COP e EMG e correlação entre COP e momento de força. Como não encontramos associação entre EMG e momento de força, sugere-se que são independentes entre si e COP é uma variável dependente destas duas. Portanto, estabelecemos hierarquia baseada em relações de dependência.

As variáveis de controle são independentes. Temos então duas candidatas a variáveis de controle: EMG e momento de força. É uma única variável que exprime o comportamento destas duas variáveis, COP. Se estivermos errados, EMG e momento de força não são as variáveis de controle, e tão pouco COP. É interessante notar que observamos correlações entre o APCOP e o momento de força, assim como entre APCOP e EMG. Mas, não observamos correlações entre os momentos de força e o sinal eletromiográfico. Estas relações de correlação somente indicam a semelhança entre os padrões de curvas postos à análise. Se considerarmos a relação de semelhança na forma de curvas entre duas variáveis uma indicação de possíveis formas de controle podemos sugerir que EMG e o momento de força têm padrões independentes, ao passo que COP apresenta dependência destas duas variáveis. Logo, um modelo conceitual que acomodasse estas três variáveis mostra um nível de hierarquia baseada na dependência entre as variáveis. Neste modelo conceitual, as variáveis de controle são o momento de força e EMG, e a variável que resulta de um processo do tipo caixa preta é o COP.

Em relação à segunda proposição, um resultado contesta esta afirmação. Quando realizamos a análise de componentes principais, verificamos que o

número de dimensões necessário para explicar a variabilidade do subgrupo formado pelos componentes de uma variável de mesma classe pode ser reduzido. Para todas variáveis, o número de variáveis pode ser reduzido para um. O primeiro componente principal de cada variável contabiliza aproximadamente e no mínimo 60% da variabilidade total do conjunto de componentes da variável. Assim, a variabilidade observada nos dois componentes do COP pode ser explicada por principalmente um componente principal. A variabilidade total dos três componentes principais pode ser explicada pelo primeiro componente principal. E o mesmo pode ser aplicado aos sinais eletromiográficos dos quatro músculos monitorados. Nesta situação, observamos a redução do número de dimensões do sistema e a redução do número de graus de liberdade do conjunto. Como decorrência, isoladamente podemos inferir que alguma sinergia está atuando entre os componentes das variáveis a fim de reduzir o número de variáveis.

Entretanto, a redução nos graus de liberdade entre os componentes de uma variável não está associada à manutenção dos graus de liberdade entre as variáveis analisadas. Acreditamos que a incoerência de resultados pode ter relação com o método de determinação do número de variáveis do sistema. A análise dos componentes principais permite a determinação de componentes linearmente independentes entre si. Da mesma forma que a análise dimensional utilizada. Se quando estudamos apenas uma variável por vez, os componentes obtidos pela ACP indicam um número reduzido de dimensões, e quando analisamos todas as variáveis e componentes juntos não encontramos tal redução no número de dimensões, podemos concluir que as variáveis entre si são correlacionadas (fato que verdadeiro) e esta correlação afeta os componentes principais. Esta correlação deve ser não-linear e, desta forma, os métodos utilizados não podem excluí-la da composição dos componentes principais.

Apesar desta distinção, é importante ressaltar que, considerando o conjunto de quatro músculos, associados tanto ao movimento focal quanto ao controle postural, encontramos que a maior parte da variabilidade apresentada é por causa do primeiro componentes principal. Se o comportamento do EMG estabelecido

for interpretado como uma simples mensagem sobre o formato de ativação/não ativação e o nível de ativação, a maior parte desta informação está contida no primeiro componente principal. Como analisamos quatro músculos com funções e localizações distintas, devemos supor que a informação contida no primeiro componente principal é diferentemente interpretada por cada efector.

Outra informação importante se destaca da análise dos componentes principais. Esta informação surge quando analisamos os ajustes posturais que ocorrem nos grupos. No GcNG3, a variabilidade do primeiro componente principal do momento de força reduz após o início do movimento focal e a variabilidade do segundo componente principal aumenta após o início do movimento focal. Este resultado pode indicar que para as respostas compensatórias, aumenta-se a necessidade de mais um componente de momento de força para estabilizar o corpo. Percebe-se que este fato apenas ocorre no GcNG3. Nos outros grupos, notamos que se mantêm o mesmo nível de participação de cada componente principal na variabilidade total. Assim, apenas para os sujeitos sem experiência em ginástica olímpica é necessário aumentar a participação do segundo componente principal.

Em relação à tarefa padrão, encontramos diferenças significativas entre os percentuais de variabilidade explicada pelos componentes principais. Neste caso, a variabilidade explicada pelo primeiro componente principal do EMG é maior no grupo GcGA3. Os componentes principais são linearmente independentes e a variabilidade associada a cada componente diminui gradativamente com a progressão dos componentes principais. Para os grupos, o percentual da variabilidade do primeiro componente principal, em Este resultado reforça a idéia que maior a experiência motora, mais unificada se torna a participação das variáveis na execução da ação motora. O aumento da participação da variabilidade explicada pelo primeiro componente principal quando comparamos os grupos é um resultado importante para entender a influência da experiência motora no controle postural. A variabilidade total do conjunto é superior a 70%.

Quando o movimento focal é realizado sem o auxílio da visão, apenas o grupo GcGA3 apresenta diferenças entre os valores de variabilidade explicada pe-



los componentes principais. A variação ocorre nos componentes principais do EMG. Por um lado, a variabilidade explicada pelo primeiro componente principal diminui com o início do movimento, ela aumenta no segundo componente principal após o início do movimento focal. Os componentes principais do sinal eletromiográfico representam as atividades linearmente independentes de quatro sinais eletromiográficos. Não definimos qual músculo corresponde a cada componente principal. Assim, o aumento da contribuição do segundo componente principal na variabilidade total reflete a necessidade de se utilizar mais músculos ou comandos, para os quatro músculos para a tarefa. Na fase antecipatória, podemos considerar que atividade muscular é dedicada a preparação para o movimento. Na fase compensatória, supomos que existem duas principais atividades: a compensação postural para a instabilidade causada pelo movimento e a execução do movimento. Logo, o aumento do segundo componente principal pode estar associado às duas atividades durante APC. Suportando esta argumentação, WOLF *et al.* (1998) mostram que um mesmo comando central enviado pode ser subdividido para o controle simultâneo do movimento focal e do ajuste postural.

Observamos que a composição da variabilidade explicada pelos componentes principais não é afetada pela restrição sensorial. A convergência de diferentes fontes sensoriais pode garantir a estabilidade postural e, em nosso caso, não alterar o papel de cada componente principal, durante o ajuste postural.

Quando o movimento focal antecede o salto vertical não encontramos diferenças detectáveis entre os ajustes posturais ou grupos.

Calculamos a variação populacional do padrão médio de variabilidade contabilizada pelos primeiros componentes principais de cada variável. É notável perceber que enquanto a tarefa é repetida, o valor do CV segue uma tendência. Esta tendência varia por causa de variável e indica uma correlação entre a repetição da tarefa motora e a variação da variabilidade do primeiro componente principal. Este resultado é importante porque a ele podemos associar dois importantes aspectos sobre o controle do movimento: observamos a redução no número de graus de liberdade, portanto encontramos a evidência da atuação de uma sinergia

que segue o padrão sugerido por Bernstein; e observamos que enquanto uma tarefa motora é realizada, é correlacionada a variabilidade associada ao controle postural, portanto encontramos a evidência que o controle postural é uma habilidade motora que pode ser manipulada experimentalmente.

A redução do CV do percentual da variabilidade explicada dos componentes principais do EMG ao longo da repetição da tarefa padrão sugere um efeito de mecanismos de aprendizagem ou adaptação postural. A inclinação menor da reta de correlação no GcGI3 reflete a menor variação do CV calculado ao longo das tentativas, durante APA. A inclinação se reduz pela metade no GcGI3 em comparação com GcNG3. Contudo, a ausência de correlação linear no GcGA3 enfraquece o argumento a favor da elaboração de explicação generalizada de um processo adaptativo deste CV calculado dos componentes principais do EMG. Assim, esta adaptação é local e depende dos grupos, ou seja, da constituição da amostra e do nível de experiência na ginástica olímpica.

Na ausência da experiência em ginástica olímpica, notamos que o segundo componente principal do EMG está negativamente correlacionado com a repetição da tarefa; ao passo que o segundo componente principal do momento de força está positivamente correlacionado com a repetição da tarefa. Consideramos este resultado importante para o modelo que elaboramos para explicar a relação entre as três variáveis analisadas. Ou seja, o momento de força e EMG tem comportamentos independentes e isto se reflete na evolução do valor do CV calculado.

Estes resultados sobre a análise dimensional auxiliam o entendimento o processo de coordenação da postura e movimento. O passo seguinte é ampliar a análise, aumentando o número de variáveis envolvidas, através do monitoramento de outros músculos associados à cadeia cinemática perturbada pelo movimento focal, do aperfeiçoamento metodológico (tanto de ferramentas de análise quanto de elaboração da questão apropriada).

A análise da participação de cada componente principal na variabilidade total do sistema é uma forma de inferir a informação contida no sinal. Entretanto este método é limitado porque apenas quantifica a informação associada às

relações lineares das variáveis. ROSEMBLUM *et al.* (1998) realizam diversas análises com COP a partir de ferramentas não-lineares. Estas análises se baseiam em medidas de correlação, informação mútua e de sincronização de fase (método proposto anteriormente – ROSENBLUM, PIKOVSKY & KURTHS, 1996). Os resultados deste trabalho indicam um modelo para o controle dinâmico da postura baseado nas informações dos padrões de ruído e oscilatório do COP que surgem da sincronização de fases entre seus componentes ântero-posterior e médio-lateral. Tais análises permitem verificar diferenças entre pessoas sem nenhum problema no controle postural e pessoas com diferentes tipos de doenças, como esclerose e mal de Parkinson.

A aplicação de modelos dinâmicos é um passo importante para o aprofundamento conceitual dos assuntos abordados nesta Tese.

#### 6.4 Conclusões sobre o Experimento 03

Em relação ao APA no Estudo 03.1 (tarefa padrão):

- padrão é deslocamento para frente e para direita;
- não há correlação entre My e APCOP;
- há correlação em fase de Mz e APCOP em pessoas sem experiência em ginástica olímpica e fora de fase (0,3s) no GcGA3;
- desvio do COP no APA é maior na direção ML;
- variabilidade do COP é maior na direção AP;
- momento de força apresenta maior desvio, maior intensidade e maior variabilidade na direção AP;
- maior intensidade de atividade eletromiográfica é verificada na perna que realizará o movimento focal, no m. tibial anterior esquerdo;

Em relação ao APC no Estudo 03.1 (tarefa padrão):

- padrão é deslocamento para trás e para esquerda;
- há correlação negativa e em fase entre APCOP e My e entre APCOP e Mx;
- se na preparação do movimento focal o m. tibial anterior esquerdo exibiu a

maior atividade, durante APC sua atividade decai, tornando-se a menor dos músculos monitorados;

- APC tem a função estabilizador, evidente na maior atividade dos mm. tibial anterior direito e esquerdo;
- sujeitos sem experiência em ginástica olímpica aumentam a participação do segundo componente principal do momento de força para estabilizar o corpo.

Em relação ao Estudo 03.2 (efeito da restrição sensorial):

- ausência de correlação entre MLCOP e EMG;
- há correlação com defasagem de cerca de 0,3 s entre APCOP e MLCOP no APA;
- APA tem atividade eletromiográfica mais intensa em pessoas com mais experiência em ginástica olímpica; por outro lado, no APC tem atividade eletromiográfica mais intensa em pessoas sem experiência na mesma modalidade;
- APA: deslocamento maior do MLCOP e maior variabilidade do COP na direção do movimento focal; maior momento de força na direção do momento focal; maior atividade eletromiográfica nos m. tibial anterior;
- APC: a compensação postural para a instabilidade causada pelo movimento e a execução do movimento. Logo, o aumento do segundo componente principal pode estar associado ao fato de existir duas atividades, durante APC.

Em relação ao Estudo 03.3:

- não há diferença entre grupos quanto aos componentes principais;
- não há diferença entre os parâmetros dos componentes do COP, no APA e APC;
- variabilidade é menor no GcNG3 no APA, e menor no GcGI3, no APC;
- APA no APCOP: no grupo padrão, caracteriza-se por um conjunto de oscilações que se estendem durante todo o ajuste, que é reduzido no GcGI3, e é caracterizado por manutenção da posição do COP, durante a primeira metade do APA para instantes antes do início do movimento focal iniciar um contínuo deslocamento da trajetória do APCOP para frente;
- APA no MLCOP: no grupo padrão é caracterizado por um conjunto de oscilações durante todo o ajuste. Para o GcGA3, APA não apresenta oscilações e caracteriza-se por manter a posição do COP na primeira metade do ajuste, para,

em seguida, iniciar um contínuo deslocamento do COP para a direita. A trajetória do MLCOP no GcGI3 é parecida com a trajetória no GcGA3 na fase central do ajuste postural, i.é, próximo à realização do movimento focal. Entretanto, as extremidades da trajetória do MLCOP no GcGI3 apresentam oscilações não observadas no GcGA3;

- experiência motora está relacionada com a redução das oscilações durante os ajustes posturais;
- aumento da experiência em ginástica olímpica particulariza o instante de correções posturais após o movimento focal: elas ocorrem perto da posição final;
- através do COP, indivíduos com experiência na ginástica olímpica mostram APA menor que indivíduos sem experiência na mesma modalidade esportiva.

Em relação aos mecanismos de controle postural:

- peso e estatura afetam a organização da variabilidade do EMG, durante APA;
- menos parâmetros e fatores afetam APC comparado com APA. Se a execução não é perturbada por uma restrição sensorial, o fator é um parâmetro motor, por outro lado, se a execução é perturbada por uma restrição sensorial, o fator é um parâmetro biomecânico;
- dois comportamentos: menor atividade eletromiográfica associada a maior deslocamento do COP e maior atividade eletromiográfica associada a menor deslocamento do COP;
- não há redução no número de dimensões do sistema completo;
- cada variável apresenta redução do número de dimensões do sistema e a redução do número de graus de liberdade do conjunto;
- variabilidade nos componentes do COP, EMG ou momento de força é principalmente explicado pelo primeiro componente principal.
- para os grupos, o percentual da variabilidade do primeiro componente principal, é maior com o aumento da experiência motora em ginástica olímpica.
- repetição da tarefa motora é correlacionada a variabilidade associada ao controle postural;
- momento de força e EMG tem comportamentos independentes e isto se reflete

na evolução do valor do CV calculado;

- na ausência da experiência em ginástica olímpica, o segundo componente principal do EMG é negativamente correlacionado com a repetição da tarefa; ao passo que o segundo componente principal do momento de força é positivamente correlacionado com a repetição da tarefa.

Em relação ao problema conceitual do Experimento 03, expresso pela questão: *como se organiza a estratégia postural em praticantes de ginástica olímpica?* Observamos diferenças nos ajustes posturais por causa dos grupos. Pessoas com experiência em ginástica olímpica apresentam menores oscilações nas características geométricas das respostas posturais. Há modulação de variáveis por causa dos grupos. Por intermédio deste experimento, abordamos o controle postural por diferentes ferramentas de análise e descrevemos o papel que a experiência motora tem nos ajustes posturais.

## 7 CONCLUSÕES FINAIS

Os resultados nos Experimentos 01, 02 e 03 mostram que conseguimos atingir os quatros objetivos inicialmente propostos nesta Tese. A descrição pormenorizada está escrita na conclusão de cada Experimento.

Através do Experimento 01, encontramos resultados sobre como o controle postural na postura bipodal e estratégias associadas a cada apoio. As estratégias representadas pela oscilação do COP são diferenciadas por causa de posição do apoio. Na postura unipodal, o efeito da restrição de informação sensorial aumenta com o aumento da complexidade da postura.

Através do Experimento 02, descrevemos os ajustes posturais associados ao movimento da coxa a partir da informação de cada apoio. A estratégia postural é descrita pelo formato do APA, que varia por causa dos grupos. A repetição de cinco vezes indica correlação entre a tarefa e a repetição para alguns componentes dos grupos. A direção do movimento focal altera o APA.

Através do Experimento 03, abordamos o controle postural por diferen-

tes ferramentas de análise e descrevemos o papel que a experiência motora pode ter nos ajustes posturais. Há diferenças nos ajustes posturais por causa dos grupos. Pessoas com experiência em ginástica olímpica têm menores oscilações na trajetória do COP. Há modulação das variáveis por causa dos grupos. A variabilidade dos componentes principais, em alguns casos, mostra-se associada ao processo de repetição da tarefa, sugerindo um efeito de aprendizagem.

O ajuste postural é um ótimo parâmetro para identificar modificações no controle postural porque este variou por causa de idade, da experiência motora e de características individuais. Assim, sugerimos que o estudo da adaptação dos ajustes posturais é uma ferramenta para avaliar a habilidade motora equilíbrio (KIERKENDLL, GRUBER & JOHNSON, 1987).

Os resultados da posturografia estática sugerem a necessidade de um controle metodológico refinado nos testes da postura ortostática em relação ao posicionamento correto ou adequado dos apoios para reduzir erros de interpretação.

O equilíbrio é diferenciado pela experiência motora anterior. Esta habilidade motora depende de diferentes fatores e é possível identificar quando alguns fatores se tornam mais importantes que outros. Acreditamos que duas formas de análise podem auxiliar: a análise do número de dimensões, a partir de uma análise dinâmica da postura (CARROL & FREEDMAN, 1993; CHOW & COLLINS, 1995; CLARK, TRULLY & PHILLIPS, 1993; DUARTE & ZATSIORSKY, 2001; ROSEMBLUM *et al.*, 1998) e a análise da variabilidade dos ajustes posturais pareados entre si. Podemos supor que o controle postural selecione APA, e caso este não seja bem sucedido, dispare APC. Acreditamos que esta abordagem poderá fornecer mais discussões acerca do controle postural em pessoas habilidosas no equilíbrio. São necessários métodos não-lineares para se estudar o número de dimensões do sistema e estudar os componentes principais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGGASHYAN, R.V.; PAL'STEV, Y.I. Reproduction of certain special aspects of the dynamics of the maintenance of the vertical posture by man using a mathematical model. **Biophysics**, v.20, n.1, p.137-42, 1975,
- ALLUM, J.H.J.; HONEGGER, F. Interactions between vestibular and proprioceptive inputs triggering and modulating human balance-correcting responses differ across muscles. **Experimental Brain Research**, v.121, p.478-94, 1998.
- ARAÚJO, R.C. **Utilização da eletromiografia em análise biomecânica do movimento humano**. São Paulo, 1998. 153p. Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustments in health and disease. **Revista Brasileira Fisioterapia**, v.3, p.8., 1998. Suplemento.
- ARUIN, A.S.; FORREST, W.R.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, v.109, p.350-9, 1998.
- ARUIN, A.S.; LATASH, M.L. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. **Experimental Brain Research**, v.106, p.291-300, 1995.
- ARUIN, A.S.; OTA, T.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, n.1, p.39-51, 2001.
- ARUIN, A.S.; SHIRATORI, T.; LATASH, M.L. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. **Experimental Brain Research**, v.138, p.458-466, 2001.
- ASSAIANTE, C.; AMBLARD, B. Organization of balance control in children: an ontogenetic model. In: WOOLLACOTT, M.; HORAK, F. eds. **Posture & gait: control mechanisms**. Eugene, University of Oregon, 1992. v.2, p.338-42.



- ASSAIANTE, C.; WOOLLACOTT, M.; AMBLARD, B. Development of postural adjustment during gait initiation: kinematics and EMG analysis. **Journal of Motor Behavior**, v.32, n.3, p.211-26, 2000.
- BALASUBRAMANIAM, R.; RILEY, M.A.; TURVEY, M.T. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. **Gait & Posture**, v.11, n.1, p.12-24, 2000.
- BALOH, R.W., FIFE, T.D., ZWERLING, L., SCOTCH, T., JACOBSON, K., BILL, T., BEYKIRCH, K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **Journal of The American Geriatrics Society**, v.42, p.405-412, 1994.
- BEAR, M.F.; CONNORS, B.W.; PARADISO, M.A. **Neuroscience: exploring the brain**. 2 ed. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 1996.
- BELEN'KII, V.Ye.; GURFINKEL, V.S.; PAL'TSEV, Ye.I. Elements of control of voluntary movements. **Biofizika**, v.12, n.1, p.135-41, 1967.
- BENSEL, C.K., DZENDOLET, F. Power spectral density analysis of the standing sway of males. **Perception & Psychophysics**, v.4, p.285-8, 1968.
- BENVENUTTI, F.; STANHOPE, S.J.; THOMAS, S.L.; PANZER, V.P.; HALLETT, M. Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. **Brain Research**, v.761, p.59-70, 1997.
- BERNSTEIN, N.A. On dexterity and its development. In: LATASH, M.L.; TURVEY, M.T. **Dexterity and its development**. New Jersey, Lawrence Erlbaum, 1996.
- \_\_\_\_\_. The problem of interrelations between coordination and localization. In: LATASH, M.L.; ZATSIOSRKY, V.M., eds. **Classics in movement science**. Champaign, Human Kinetics, 2001. p.59-84.
- BLASZCZYK, J.W.; LOWE, D.L.; HANSEN, P.D. Ranges of postural stability and their changes in elderly. **Gait & Posture**, v.2, p.11-7, 1994.
- BLASZCZYK, J.W.; PRINCE, F.; RAICHE, M.; HÉBERT, R. Effect of ageing and vision on limb load asymetry during quiet stance. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1243-8, 2000.

- ASSAIANTE, C.; WOOLLACOTT, M.; AMBLARD, B. Development of postural adjustment during gait initiation: kinematics and EMG analysis. **Journal of Motor Behavior**, v.32, n.3, p.211-26, 2000.
- BALASUBRAMANIAM, R.; RILEY, M.A.; TURVEY, M.T. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. **Gait & Posture**, v.11, n.1, p.12-24, 2000.
- BALOH, R.W., FIFE, T.D., ZWERLING, L., SCOTCH, T., JACOBSON, K., BILL, T., BEYKIRCH, K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **Journal of The American Geriatrics Society**, v.42, p.405-412, 1994.
- BEAR, M.F.; CONNORS, B.W.; PARADISO, M.A. **Neuroscience: exploring the brain**. 2 ed. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 1996.
- BELEN'KII, V.Ye.; GURFINKEL, V.S.; PAL'TSEV, Ye.I. Elements of control of voluntary movements. **Biofizika**, v.12, n.1, p.135-41, 1967.
- BENSEL, C.K., DZENDOLET, F. Power spectral density analysis of the standing sway of males. **Perception & Psychophysics**, v.4, p.285-8, 1968.
- BENVENUTTI, F.; STANHOPE, S.J.; THOMAS, S.L.; PANZER, V.P.; HALLETT, M. Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. **Brain Research**, v.761, p.59-70, 1997.
- BERNSTEIN, N.A. On dexterity and its development. In: LATASH, M.L.; TURVEY, M.T. **Dexterity and its development**. New Jersey, Lawrence Erlbaum, 1996.
- \_\_\_\_\_. The problem of interrelations between coordination and localization. In: LATASH, M.L.; ZATSIOSRKY, V.M., eds. **Classics in movement science**. Champaign, Human Kinetics, 2001. p.59-84.
- BLASZCZYK, J.W.; LOWE, D.L.; HANSEN, P.D. Ranges of postural stability and their changes in elderly. **Gait & Posture**, v.2, p.11-7, 1994.
- BLASZCZYK, J.W.; PRINCE, F.; RAICHE, M.; HÉBERT, R. Effect of ageing and vision on limb load asymetry during quiet stance. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1243-8, 2000.

- BOUISSET, S. Voluntary movement as perturbation to balance: posturo-kinetic capacity in the able-bodied and the disabled. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.3, p.24, 1998. Suplemento.
- BOUISSET, S.; RICHARDSON, J.; ZATTARA, M. Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? **Experimental Brain Research**, v.132, n.1, p.79-86, 2000a.
- \_\_\_\_\_. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? **Neuroscience Letters**, v.278, p.153-8, 2000b.
- BROGAN, W.L. Control systems. In: DORF, R.C. **The electrical engineering handbook**. New Jersey, IEEE, 1995. p.2459-71.
- BROWN, L.A.; FRANK, J.S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. **Gait & Posture**, v.6, p.89-97, 1997.
- BUCHANAN, J.J.; HORAK, F.B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology**, v.81, p.2325-39, 1999.
- CARON, O.; FAURE, B.; BRENIERE, Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. **Journal of Biomechanics**, v.30, n.11/12, p.1169-71, 1997.
- CARROL, J.P.; FREEDMAN, W. Nonstationary properties of postural sway. **Journal of Biomechanics**, v.26, p.409-16, 1993.
- CHABRAN, E.; FOURMENT, A.; MATON, B.; RIBREAU, C. Chronology of upper limb anticipatory postural adjustments associated with voluntary wrist flexions and extensions in humans. **Neuroscience Letters**, v.268, p.13-6, 1999.
- CHONG, R.K.Y.; HORAK, F.B.; WOOLLACOT, M.H. Time-dependent influence of sensorimotor set on automatic responses in perturbed stance. **Experimental Brain Research**, v.124, p.513-9, 1999.

- CHOW, C.C.; COLLINS, J.J. Pinned model of posture control. **Physical Review E**, v.52, n.1, p.907-12, 1995.
- CLARK, J.E.; TRULY, T.L.; PHILIPS, S.J. On the development of walking as a limit-cycle system. In: SMITH, L.B.; THELEN, E. **A dynamic systems approach to development applicatins**. Cambridge, MIT, 1993. p.71-94.
- COLLINS, J.J.; DeLUCA, C.J. Open-loop and closed-loop control of posture: a randon-walk analysis of center-of-pressure trajectories. **Experimental Brain Research**, v.95, p.308-18, 1993.
- COMMISSARIS, D.A.C.; TOUSSAINT, H.M. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole body lifting task with an object of know weight. **Human Movement Science**, v.16, p.407-31, 1997.
- COMMISSARIS, D.A.; TOUSSAINT, H.M.; HIRSCHFELD, H. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole-body lifting task seem not only aimed at minimizing anterior-posterior center of mass displacements. **Gait & Posture**. v.14, n.1, p.44-55, 2001.
- 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**, v.124, p.331-41, 1999.
- COUILLANDRE, A.; BRÈNIERE, Y.; MATON, B. Is human gait initiation program affected by reduction of the postural basis? **Neuroscience Letters**, v.285, p.150-4, 2000.
- CRENNA, P.; FRIGO, C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. **Journal of Physiology**, v.437, p.635-53, 1991.
- CROWE, A.; SCHIERECK, P.; BOER, R.; KEESSEN, W. Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces. **Gait & Posture**, v.1, p.61-8, 1993.
- DANION, F.; DUARTE, M.; GROSJEAN, M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. **Neuroscience Letters**, v.277, n.2, p.131-3, 1999.

- DEBU, B.; WOOLLACOTT, M. Effects of gymnastics training on postural responses to stand perturbations. **Journal of Motor Behavior**, v.20, n.3, p.273-300, 1988.
- DIETRICH, G.; BRENIERE, Y.; DO, M.C. Organization of local anticipatory movements in single step initiation. **Human Movement Science**, v.13, p.195-210, 1994.
- DIETZ, V.; HORSTMANN, G.A; TRIPPEL, M.; GOLHOFER, A. Human postural reflexes and gravity: an under water simulation. **Neuroscience Letters**, v.106, p.350-5, 1989.
- DIETZ, V.; KOWALEWSKI, R.; NAKAZAWA, K.; COLOMBO, G. Effects of changing stance conditions on anticipatory postural adjustment and reaction time to voluntary arm movement in humans. **Journal of Physiology**, v.524, n.15, p.617-27, 2000.
- DO, M.C.; YIOU, E. Do centrally programmed anticipatory postural adjustments in fast stepping affect performance of an associated "touche" movement? **Experimental Brain Research**, v.129, p.462-6, 1999.
- DUARTE, M.; MOCHIZUKI, L. Análise estabilográfica da postura ereta humana. In: TEIXEIRA, L.A. **Avanços em comportamento motor**. Rio Claro, São Paulo, Movimento, 2001. p.88-121.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, v.3, n.1, p.12-27, 1999.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, W. Long-range correlation in human standing. **Physics Letter A**, v.283, n.1/2, p.124-8, 2001.
- ENG, J.J.; WINTER, D.A. Estimations of the horizontal displacement of the total body centre of mass: considerations during standing activities. **Gait & Posture**, v.1, p.141-4, 1993.
- FITZPATRICK, R.; McCLOSKEY, D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **Journal of Physiology**, v.478, n.1, p.173-86, 1994.

- FORSSBERG, H.; HIRSCHFELD, H. Postural adjustments in sitting humans following external perturbations: muscle-activity and kinematics. **Experimental Brain Research**, v.97, n.3, p.515-27, 1994.
- FORSSBERG, H.; JUCAITE, A.; HADDERS-ALGRA, M. Shared memory representations for programming of lifting movements and associated whole body postural adjustments in humans. **Neuroscience Letters**, v.273, p.9-12, 1999.
- FURMAN, J.M.R.; BALOH, R.W.; BARIN, K.; HAIN, T.C.; HERDMAN, S.; KONRAD, H.R.; PARKER, S.W. Assessment: posturography. **Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology**, v.43, p.1261-4, 1993.
- GANDEVIA, S.C.; BURKE, D. Does the nervous-system depend on kinesthetic information to control natural limb movements? **Behavioral Brain Science**, v.15, n.4, p.614-32, 1992.
- GARD, S.A; CHILDRESS, D.S. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, n.1, p.26-32, 1999.
- GELFAND, I.M.; LATASH, M.L. On the problem of adequate language in motor control. **Motor Control**, v.2, n.4, p.306-13, 1998.
- GÉLLAT, T.; BRENIÈRE, Y. Adaptation of the gait initiation process for stepping on to a new level using a single step. **Experimental Brain Research**, v.133, p.538-46, 2000.
- GEORGE, G.S. **Biomechanics of women's gymnastics**. Englewood Cliffs, Prentice Hall, 1980.
- GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M., eds. **Principles of neural science**. 3.ed. London, Prentice-Hall International, 1991.
- GIELEN, S. Helmholtz: founder of the action-perception theory. In: LATASH, M.L.; ZATSIOSRKY, V.M., eds. **Classics in movement science**. Champaign, Human Kinetics, 2001. p.221-42.

- GOLOMER, E.; CREMIEUX, J.; DUPUI, P.; ISABLEU, B.; OHLMANN, T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience Letters*, v.267, n.3, p.189-92, 1999.
- GOLOMER, E.; DUPUI, P.; MONOD, H. The effects of maturation on self induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *European Journal of Applied Physiology*, v.76, p.140-4, 1997.
- GUERRAZ, M.; THILO, K.V.; BRONSTEIN, A.M.; GRETTY, M.A. Influence of action and expectation on visual control of posture. *Cognitive Brain Research*, v.11, p.259-66, 2000.
- GURFINKEL, E.V. Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, v.14-C, p.9-14, 1973.
- GURFINKEL, V.S.; IVANENKO, Y.P.; LEVIK, Y.S.; BABAKOVA, I.A. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, v.68, p.229-43, 1995.
- GURFINKEL, V.S.; LESTIENNE, F.; LEVIK, Y.K.; POPOV, K.E.; LEFORT, L. Egocentric references and human spatial orientation in microgravity. II. Body-centred coordinates in the task of drawing ellipses with prescribed orientation. *Experimental Brain Research*, v.95, n.2, p.343-8, 1993.
- GURFINKEL, V.S.; LIPSHITS, M.I.; POPOV, K.E. Is stretch-reflex base mechanism in system of orthograde pose regulation in man? *Biofizika*, v.19, n.4, p.744-8, 1974.
- GUSEV, V.M. Transformation of angular accelerations by the system of semicircular canals of the vestibular apparatus. *Biofizika*, v.20, n.6, p.1110-4, 1975.
- HADDERS-ALGRA, M.; BROGREN, E.; FORSSBERG, H. Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *Journal of Physiology*, v.493, n.1, p.289-98, 1996.
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentals of physics*. New York, John Wiley, 1993.

- HANSEN, P.D.; WOOLLACOTT, M.H.; DEBU, B. Postural responses to changing task conditions. **Experimental Brain Research**, v.73, p.627-36, 1988.
- HASAN, S.S.; ROBIN, D.W.; SZURKUS, D.C.; ASHMED, D.H.; PETERSON, S.W.; SHIAVI, R.G. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: amplitude and frequency data. **Gait & Posture**, v.4, n.1, p.11-20, 1996.
- HASAN, Z.; ENOKA, R.M.; STUART, D.G. The interface between biomechanics and neurophysiology in the study of movement: some recent approaches. **Exercise and Sport Sciences Review**, v.18, p.169-234, 1990.
- HAY, L.; REDON, C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. **Experimental Brain Research**, v.125, p.153-62, 1999.
- HAYES, H.C. Biomechanics of postural control. *Ex.Sp.Sci.Ver.* v.10, p.363-92, 1982
- HLAVACKA, F.; SHUPERT, C.; HORAK, F.B. The timing of galvanic vestibular stimulation affects responses to platform translation. **Brain Research**, v.821, p.8-16, 1999.
- HORAK, F.B. Adaptation of automatic postural responses. In: BLOEDEL, J.R.; EBNER, T.J.; WISE, S.P., eds. **The acquisition of motor behavior in vertebrates**. Cambridge, MIT, 1996. p.57-87.
- \_\_\_\_\_. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, v.6, p.76-84, 1997.
- HORAK, F.B.; HLAVACKA, F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. **Journal of Neurophysiology**, v.86, p.575-85, 2001.
- HORAK, F.B.; NASHNER, L.M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v.55, n.6, p.1369-81, 1986.
- HORAK, F.B.; NASHNER, L.M.; DIENER, H.C. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v.62, n.4, p.841-53, 1989.



- \_\_\_\_\_. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v.82, p.167-77, 1990.
- HORSTMANN, G.A.; DIETZ, V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, v.76, p.165-76, 1990.
- IFEACHOR, E.C.; JERVIS, B.W. **Digital signal processing: a practical approach**. Reading, Addison-Wesley, 1993.
- ISABLEAU, B.; OHLMANN, T.; CRÉMIEUX, J.; AMBLARD, B. Selection of spatial frame of reference and postural control variability. **Experimental Brain Research**, v.114, p.584-9, 1997.
- IVANENKO, Y.P.; LEVIK, Y.S.; TALIS, V.L.; GURFINKEL, V.S. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. **Neuroscience Letters**, v.235, n.3, p.109-12, 1997.
- JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, n.18, v.6., p.413-37, 1991.
- JOHNSON, B.L.; NELSON, J.K. **Practical measurements for evaluation in physical education**. Minneapolis, Burgess, 1969.
- KELSO, J.A.S.; DING, M.; SCHÖNER, G. Dynamic pattern formation: a primer. In: SMITH, L.B.; THELEN, E. **A dynamic systems approach to development applications**. Cambridge, MIT, 1993. p.13-50.
- KIERKENDLL, D.R.; GRUBER, J.J.; JOHNSON, R.E. **Measurement and evaluation for physical educators**. 2ed. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- KINGMA, I.; TOUSSAINT, H.M.; COMMISSARIS, D.A.C.M.; HOOZEMANS, M.J.M.; OBER, M.J. Optimizing the determination of the body center of mass. **Journal of Biomechanics**, v.28, n.9, p.1137-42, 1995.
- KOENDERIK, J.J. Simultaneous order in nervous nets from a functional standpoint. **Biological Cybernetics**, v.50, p.35-41, 1984.

- KOOZEKANANI, S.H.; DUERK, J. Determination of body segment parameters and their effect in the calculation of the position of center of pressure during postural sway. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.32, p.67-69, 1985.
- LANG, C.E.; BASTIAN, A.J. Cerebellar subjects show impaired adaptation of anticipatory EMG during catching. **Journal of Neurophysiology**, v.82, p.2108-19, 1999.
- LANSHAMMAR, H.; KARLSSON, A. Analysis of postural strategies using force plate data and inverted pendulum model. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS. 15., Jyväskylä, Finland, 1995. Abstracts. Jyväskylä, Finland, 1995. p.530-1.
- LATASH, M.L. **Control of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1993.
- \_\_\_\_\_. Bernstein problem: how does the central nervous system make its choices ? In: LATASH, M.L & TURVEY, M.T. eds. **Dexterity and its development**. Mahwah, Lawrence Erlbaum, 1996, p.277-304.
- \_\_\_\_\_. **Neurophysiological basis of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1997
- LE PELLEC, A.; MATON, B. Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. **Experimental Brain Research**, v.29, n.4, p.551-8, 1999.
- \_\_\_\_\_. Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.3, p.171-8, 2000.
- LEDEBT, A.; BRIL, B.; BRENIÈRE, Y. The build-up of anticipatory behaviour. **Experimental Brain Research**, v.120, p.9-17, 1998.
- LEPERS, R.; BRENIERE, Y. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. **Experimental Brain Research**, v.107, n.1, p.118-24, 1995.

- LEPERS, R.; BRENIERE, Y.; MATON, B. Changes to the gait initiation programme following a running exercise in human subjects. **Neuroscience Letters**, v.260, n.1, p.69-73, 1999.
- LEVIN, O.; MIZRAHI, J. An iterative procedure for estimation of center of pressure from bilateral reactive force measurements in standing sway. **Gait & Posture**, v.4, p.89-99, 1996.
- LOEB, G.E.; BROWN, I.E.; CHENG, E.J. A hierarchical foundation for models of sensorimotor control. **Experimental Brain Research**, v.126, p.1-18, 1999.
- MCCOLLUM, G.; SHUPERT, C.L.; NASHNER, L.M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of Theoretical Biology**, v.180, n.3, p.257-70, 1996.
- MacPHERSON, J.M. How flexible are muscle synergies. In: HUMPHREY, D.R.; FREUND, H.-J., eds. *Motor control: concepts and issues*. Chichester, John Wiley & Sons, 1991. p.33-47.
- MAKI, B.E.; WHITELAW, R.S. Influence of expectation and arousal on center-of-pressure responses to transient postural perturbations. **Journal of Vestibular Research**, v.3, n.1, p.25-39, 1993.
- MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v.38, p.35-56, 1992.
- \_\_\_\_\_. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience and Behavioral Reviews**, v.22, n.4, p.465-72, 1998.
- MASSION, J.; AMBLARD, B.; ASSAIANTE, C.; MOUCHINO, L.; VERNAZZA, S. Body control and control of coordinated movements in microgravity. **Brain Research Reviews**, v.28, p.83-98, 1998.
- MASSION, J.; POPOV, K.; FABRE, J.C.; RAGE, P.; GURFINKEL, V. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? **Experimental Brain Research**, v.114, n.2, p.384-9, 1997.
- MASSION, J.; WOOLLACOTT, M.H. Posture control. In: BRONSTEIN, A.M.; BRANDT, T.; WOOLLACOTT, M.H. *Clinical disorders of posture and gait*. London, Arnold, 1996.

- MAURER, C.; MERGNER, T.; BOLHA, B.; HLAVACKA, F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neuroscience Letters*, v.281, p.99-102, 2000.
- MERFELD, D.M.; ZUPAN, L.; PETERKA, R.J. Humans use internal models to estimate gravity and linear acceleration. *Nature*, v.398, n.6728, p.615-8, 1999.
- MERGNER, T.; ROSEMEIER, T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions: a conceptual model. *Brain Research Review*, v.28, p.118-35, 1998.
- MESURE, S.; AMBLARD, B.; CREMIEUX, J. Effect of physical training on head-hip co-ordinated movements during unperturbed stance. *Neuroreport*, v.8, n.16, p.3507-12, 1997.
- MILLE, M.L.; MOUCHNINO L. Are human anticipatory postural adjustments affected by a modification of the initial position of the center of gravity? *Neuroscience Letters*, v.242, n.2, p.61-4, 1998.
- MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; ÁVILA, A.O.V.; AMADIO, A.V. Interpretação preliminar de parâmetros biomecânicos na variação da posição dos apoios na manutenção da postura ereta. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 8., Florianópolis, 1999. *Anais*. Florianópolis, Sociedade Brasileira de Biomecânica / Universidade do Estados de Santa Catarina, 1999. p.119-24
- MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M.; AMADIO, A.C.; LATASH, M.L. Effects of different bases of support on Postural sway. In: ANNUAL MEETING OF THE AMERICAN SOCIETY OF BIOMECHANICS. 23., Pittsburg, 1998. *Abstracts*. Pittsburg, American Society of Biomechanics, 1998. p.78.
- MORASSO, P.G.; BARATTO, L.; CAPRA, R.; SPADA, G. Internal models in the control of posture. *Neural Net*, v.12, p.1173-80, 1999.

- MORRISSON, D.F. **Multivariate statistical methods**. 3.ed. New York, McGraw-Hill, 1990. p.200-68.
- MOUCHNINO, L.; AURENTY, R.; MASSION, J.; PEDOTTI, A. Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy built up by training. **Journal of Neurophysiology**, v.67, n.2, p.1587-98, 1992.
- \_\_\_\_\_. Is the trunk a reference frame for calculating leg position? **Neuroreport**, v.4, n.2, p.125-7, 1993.
- MOUCHNINO, L.; CINCERA, M.; FABRE, J.-C.; ASSAIANTE, C.; AMBLARD, B.; PEDOTTI, A.; MASSION, J. Is the regulation of the center of mass maintained during leg movement under microgravity conditions? **Journal of Neurophysiology**, v.76, n.2, p.1212-23, 1996.
- MURRAY, M.P.; SEIREG, A.; SCHOLZ, R.C. Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. **Journal of Applied Physiology**, v.23, p.831-8, 1967.
- MURRAY, M.P.; SEIREG, A.A.; SEPIC, S.B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.57, n.4, p.510-6, 1975.
- NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. **Experimental Brain Research**, v.69, p.469-80, 1988.
- NARDONE, A.; TARANTOLA, J.; GIORDANO, A.; SCHIEPPATI, M. Fatigue effects on body balance. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v.105, p.309-20, 1997.
- NASHNER, L.M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A.L.; LUSCHEI, E.S., eds. **Handbook of behavioral neurobiology, motor coordination**. New York, Plenum, 1981. Cap.5, p.521-61.
- NASHNER, L.M.; McCOLLUM, G. The organization of postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral Brain Science**, v.8, p.135-72, 1985.

- NOUILLOT, P.; BOUISSET, S.; DO, M.C. Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? *Neuroscience Letters*, v.279, p.77-80, 2000.
- \_\_\_\_\_. Do fast voluntary movements necessitate antecipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*, v.147, p.1-4, 1992.
- ODDSSON, L. Co-ordination of a simple voluntary multi-joint movement wuth postural demands: trunk extension in standing man. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.134, p.109-18, 1988.
- ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: primary movements and associated postural adjustments. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.128, p.341-9, 1986.
- \_\_\_\_\_. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.129, p.93-106, 1987.
- PAI, Y.C.; PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, v.30, n.4, p.347-54, 1997.
- PAL'TSEV, Ye.I.; EL'NER, A.M. Preparatory and compensatory period during voluntary movement in patients with involvement of the brain of different localization. *Biofizika*, v.12, n.1, p.142-7, 1967.
- PATTON, J.L.; LEE, W.A.; PAI, Y.C. Relative stability improves with experience in a dynamic standing task. *Experimental Brain Research*, v.135, n.1, p.117-26, 2000.
- PERRIN, P.; LESTIENNE, F. *Mecanismos do equilíbrio humano: exploração funcional, aplicação ao esporte e à reeducação*. São Paulo, Organização Andrei, 1998.
- PERRIN, P.; SCHNEIDER, D.; DEVITERNE, D.; PERROT, C.; CONSTANTINESCU, L. Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neuroscience Letters*, v.245, n.3, p.155-8, 1998.

- PEURA, R.A.; WEBSTER, J.G. Basic sensors and principles. In: WEBSTER, J.G., ed **Medical instrumentation: application and design**. Boston, Houghton Mifflin, 1992.
- POPOVIC, D.B. Control of movements. In: BRONZINO, J.D. **The Biomedical engineering handbook**. New Jersey, IEEE, 1993. p.2099-106
- PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; MYKLEBUST, B.M.; KREIS, D.U. Inter-group sensitivity in measures of postural steadiness. In: WOOLLACOTT, M.; HORAK, F. **Posture and gait: control mechanisms**. Oregon, University of Oregon, 1992. v.2, p.122-5.
- RAMOS, C.F.; STARK, L.W. Postural maintenance during fast forward bending: a model simulation experiment determines the reduced trajectory. **Experimental Brain Research**, v.82, p.651-7, 1990.
- RIACH, C.L.; HAYES, K.C. Maturation of postural sway in young-children, **Developmental Medical Children Neurology**, v.29, n.5., p.650-8, 1987.
- RIETDYK, S.; PATLA, A.E.; WINTER, D.A.; ISHAC, M.G., LITTLE, C.E. Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. **Journal of Biomechanics**, v.32, p.1149-58, 1999.
- RILEY, P.O.; MANN, R.W.; HODGE, W.A. Modelling of the biomechanics of posture and balance. **Journal of Biomechanics**, v.23, n.5, p.503-6, 1990.
- ROGERS, M.W.; PAI, Y.C. Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. **Experimental Brain Research**, v.81, p.398-402, 1990.
- ROLL, J.P.; POPOV, K.; GURFINKEL, V.; ANDRE-DESHAYS, C.; GILHODES, J.C.; QUONIAM, C. Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. **Journal of Vestibular Research**, v.3, n.3, p.259-73, 1993.
- ROLL, R.; GILHODES, J.C.; ROLL, J.P.; POPOV, K.; CHARADE, O.; GURFINKEL, V. Proprioceptive information processing in weightlessness. **Experimental Brain Research**, v.122, n.4, p.393-402, 1998.

- ROSEMBLUM, M.; FIRSOV, G.; KUUZ, R.; POMPE, B. Human postural control; force plate experiments and modelling. In: KANTZ, H.; KURTHS, J. & MAYER-KRESS, G. eds. **Nonlinear analysis of physiological data**. Berlin, Springer, 1998, p.283-306.
- ROSENBLUM, M.G.; PIKOVSKY, A.S.; KURTHS, J. Phase synchronization of chaotic oscillators. **Physical Review Letters**, v.76, n.11, p.1804-7, 1996.
- ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2ed. London, Chapman & Hall, 1994.
- ROUGIER, P. Influence of visual feedback on successive control mechanism in upright quiet stance in humans assessed by fraction Brownian motion modelling. **Neuroscience Letters**, v.266, p.157-60, 1999.
- SCHMITZ, C.; MARTIN, N.; ASSAIANTE, C. Development of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children. **Experimental Brain Research**, v.126, p.200-4, 1999.
- SHIMBA, T. An estimation of center of gravity from force platform data. **Journal of Biomechanics**, v.17, p.53-60, 1984.
- SHIRATORI, T.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. **Clinical Neurophysiology**, v.112, n.7, p.1250-65, 2001.
- SCHOLZ, J.P.; SCHONER, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**, v.126, n.3, p.289-306, 1999.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. The growth of stability: postural control from development perspective. **Journal of Motor Behavior**, v.17, n.2, p.131-47, 1985.
- SIMONEAU, G.G.; ULBRECHT, J.S.; DERR, J.A.; CAVANAGH, P.R. Role of somatosensory input in the control of the human posture. **Gait & Posture**, v.3, p.115-22, 1995.



- SPAEPEN, A.J.; PEERAER, L.; WILLEMS, E.J. Center of gravity and center of pressure in stabilometric studies. A comparison with film analysis. *Agressologie*, v.20, p.117-8, 1979.
- SPAEPEN, A.J.; VRANKEN, M.; WILLEMS, E.J. Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies. *Agressologie*, v.18, p.109-13, 1977.
- STAPLEY, P.; POZZO, T.; GRISHIN, A. The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *Neuroreport*, v.9, p.395-401, 1998.
- SVEISTRUP, H.; WOOLLACOTT, M.H. Practice modifies the developing automatic postural response. *Experimental Brain Research*, v.114, p.33-43, 1997.
- TEREKHOV, Y. Stabilometry and some aspects of its applications: a review. *Biomedical Engineering*, v.6, p.11-5, 1976.
- THOMAS, D.P.; WHITNEY, R.J. Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy*, v.93, p.524-39, 1956.
- TOUSSAINT, H.M.; COMMISSARIS, D.A.C.; HOOSEMANS, M.J.M.; OBER, M.J.; BEEK, P.J. Anticipatory postural adjustments before load pickup in a bi-manual whole body lifting task. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.29, n.9, p.1208-15, 1997.
- TOUSSAINT, H.M.; MICHIES, Y.M.; FABER, M.N.; COMMISSARIS, D.A.C.; VAN DIEËN, J.H. Scaling anticipatory postural adjustments dependent on confidence of load estimation in a bimanual whole-body lifting task. *Experimental Brain Research*, v.120, p.85-94, 1998.
- VUILLERME, N.; DANION, F.; MARIN, L.; BOYADJIAN, A.; PRIEUR, J.M.; WEISE, I.; NOUGIER, V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *NEUROSCIENCE LETTERS*, v.303, n.2, p.83-6, 2001.
- WELGAMPOLA, M.S.; COLEBATCH, J.G. Vestibulospinal reflexes: quantitative effects of sensory feedback and postural task. *Experimental Brain Research*, v.139, p.345-53, 2001.

- WING, A.M.; FLANAGAN, J.R.; RICHARDSON, J. Anticipatory postural adjustments in stance and grip. **Experimental Brain Research**, v.116, p.122-30, 1997.
- WINTER, D.A. **A B C of balance during standing and walking**. Waterloo, Graphic Services, 1995.
- \_\_\_\_\_. **Biomechanics of human movement**. New York, John Wiley, 1979.
- \_\_\_\_\_. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2.ed. Waterloo, University of Waterloo, 1991.
- WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress in Technology**, v.16, n.1/2, p.31-51, 1990.
- WINTER, D.A.; PRINCE, F.; FRANK, J.S.; POWELL, C.; ZABJEK, K.F. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v.75, n.6, p.2334-43, 1996.
- WOLF, S.D.; SLIPJER, H.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. **Experimental Brain Research**, v.121, p.7-19, 1998.
- WOOLACOTT, M.H.; SHUMWAY-COOK, A. Changes in posture control across the life span: a systems approach. **Physical Therapy**, v.70, p.799-807, 1990.
- WOOLLACOTT, M.H.; Von HOSTEN, C.; RÖSBLAD, R. Relation between muscle response onset and body segmental movements during postural perturbations in humans. **Experimental Brain Research**, v.72, p.593-604, 1988.
- ZATSIORSKY, V.M. **Kinematics of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1997.
- ZATSIORSKY, V.M.; DUARTE, M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. **Motor Control**, v.3, n.1, p.28, 1999.
- \_\_\_\_\_. Rambling and trembling in quiet standing, **Motor Control**, v.2, n.4, p.185-200, 2000.

ZATSIORSKY, V.M.; KING, D.L. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. **Journal of Biomechanics**, v.31, n.2, p.161-4, 1998.

## ANEXO I - Termo de consentimento.

Na Ginástica Olímpica, importante aspecto é o equilíbrio postural. O controle da postura pode permitir uma melhor execução de um exercício.

O objetivo deste trabalho é avaliar o controle postural de crianças que participam de um programa de ginástica olímpica.

Assim, necessitamos de sua colaboração para permitir que seu filho/a participe do experimento que medirá como ele/a controla o equilíbrio na postura ereta. O experimento não é invasivo. Acreditamos que a duração total do experimento é de cerca 30 minutos, incluindo o preenchimento de um formulário de identificação, medição de massa corporal e estatura.

Os resultados servirão como parâmetros para melhor compreender os mecanismos de regulação do equilíbrio e farão parte de uma Tese de Doutorado e de publicações em periódicos e congressos científicos; por isso, asseguramos que todos os resultados permanecerão anônimos e serão apenas identificados por um código alfanumérico conhecido somente pelos pesquisadores do projeto.

No caso de dúvidas, os pais ou responsáveis poderão dirigir-se ao Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, aos cuidados do coordenador do estudo, Luis Mochizuki, durante o horário das 8:00 até as 17:00 horas nos dias úteis, ou pelo telefone 3818 3184.

Assim, declaro que eu, \_\_\_\_\_,  
residente na \_\_\_\_\_,  
telefone \_\_\_\_\_, estou ciente dos propósitos deste trabalho científico e autorizo meu/ minha  
filho/a \_\_\_\_\_ a participar das coletas experimentais e  
estou ciente que tenho a liberdade de deixar o estudo a qualquer etapa deste trabalho, sendo somente necessário notificar o coordenador do estudo.

São Paulo, \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_

---