

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Estudo eletromiográfico e baropodométrico da postura “em pé com
inclinação anterior” do método de Reeducação Postural Global

Mônica Cardoso da Cruz

2011

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

MÔNICA CARDOSO DA CRUZ

ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO E
BAROPODOMÉTRICO DA POSTURA “EM PÉ
COM INCLINAÇÃO ANTERIOR” DO MÉTODO
DE REEDUCAÇÃO POSTURAL GLOBAL

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia. Área de Concentração: Intervenção Fisioterapêutica. Linha de Pesquisa: Plasticidade Neuromuscular e Desenvolvimento Neuromotor – Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica.

Orientadora: Profa. Dra. Rosana Macher Teodori
Co-orientadora: Profa. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton

PIRACICABA
2011

Cruz, Mônica Cardoso da.

Estudo eletromiográfico e baropodométrico da postura “em pé com inclinação anterior” do método de reeducação postural global / Mônica Cardoso da Cruz – Piracicaba, 2011.

82 f.; il.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências da Saúde – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia / Universidade Metodista de Piracicaba.

Orientador(a): Profa. Dra. Rosana Macher Teodori.

Co-Orientadora: Profa. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton.

1. Reeducação postural global. 2. Eletromiografia. 3. Baropodometria. 4. Plasticidade neuromuscular. I. Teodori, Rosana Macher. II. Bigaton, Delaine Rodrigues. III. Título.

CDU: 615.8

Os membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado de **MÔNICA CARDOSO DA CRUZ** apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, em Sessão Pública realizada em aos vinte e quatro dias do mês de fevereiro de 2011, consideraram o(a) candidato(a) aprovado(a).

BANCA EXAMINADORA:


Profa. Dra. Rosana Macher Teodori - UNIMEP


Profa. Dra. Marlene Aparecida Moreno - UNIMEP


Profa. Dra. Amélia Pasqual Marques - USP-FM

À Fisioterapia

AGRADECIMENTOS

À Secretaria de Estado de Saúde Pública do Pará (SESPA), à Universidade da Amazônia (UNAMA) e ao Centro Universitário do Pará (CESUPA), pela licença concedida e ainda pela contribuição financeira, que viabilizaram minha participação neste programa de mestrado;

À Universidade Metodista de Piracicaba, em particular ao Programa de Mestrado em Fisioterapia da Faculdade de Ciências da Saúde, pela formação acadêmica oferecida e por toda a infra-estrutura que permitiram o desenvolvimento desta pesquisa;

A todos os professores do Programa de Mestrado em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba por suas respectivas contribuições ao meu atual saber sobre fisioterapia enquanto ciência;

À Profa Dra. Rosana Macher Teodori, por sua cuidadosa orientação à frente deste trabalho e, sobretudo por sua presença amiga nos momentos de angústia que inevitavelmente acompanham os processos decisivos da vida;

À Profa Dra Delaine Rodrigues Bigaton, por sua inestimável contribuição ao desenvolvimento deste trabalho através de seu conhecimento com respeito à eletromiografia e ainda pela autorização de uso do espaço físico e instrumentação necessários à metodologia adotada;

À Profa Dra. Marlene A. Moreno, pelo auxílio na captação de voluntárias e por sua disponibilidade em ajudar na resolução dos contratemplos cotidianos;

À Profa Maria Imaculada Montebelo, por suas sempre sábias e bem-humoradas orientações para o tratamento estatístico dos dados obtidos nesta pesquisa;

Às garotas que disponibilizaram algumas horas de seu tempo para participar desta pesquisa como voluntárias, tendo sido a peça fundamental deste trabalho;

Ao Paigy, ao Bruno e à Aline, os colaboradores mais próximos desta pesquisa, por sua inabalável disponibilidade e espírito de solidariedade;

A todos os colegas de turma do programa de mestrado, por sua torcida pelo sucesso deste trabalho, mas principalmente à Carmê, Carol, Lara, Aline e Elvyna, pelos momentos divertidos que acrescentaram leveza aos tempos de incerteza e de saudades de casa;

À minha mãe e aos meus irmãos que construíram a primeira parte de mim. Aos sobrinhos, por terem sido sempre amigos e parceiros. A toda a minha imensa família, pelo amor que pulsa à nossa volta.

À Vera Lúcia, por ter cuidado do Miau e de minha casa enquanto estive fora. E por ter cuidado de mim durante toda a vida;

À Thais por ter estado sempre onde precisei que estivesse. Também por ser parte e cúmplice deste trabalho, assim como em tantas outras coisas;

A todos os que contribuíram direta ou indiretamente para a concretização deste trabalho. Meus agradecimentos.

*“Não estou certo de ter razão. Estou certo de
que isso deve ser pensado”*

Jacques Derrida

RESUMO

O método de Reeducação Postural Global (RPG) é largamente difundido no Brasil como recurso terapêutico de condições associadas a alterações posturais e ortopédicas, tendo apresentado importantes resultados clínicos. Contudo, há carência de estudos voltados à investigação dos princípios do método. A postura “em pé com inclinação anterior” ou “postura bailarina” é voltada para o tratamento das retrações da cadeia muscular posterior, entretanto não são conhecidos ainda nem a atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos, nem tampouco as reações posturais do indivíduo às demandas provocadas pela ação manual do terapeuta. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos eretor espinhal e gastrocnêmio lateral, além de variáveis baropodométricas durante a postura “bailarina” do método RPG em diferentes angulações da articulação coxofemoral. Dez voluntárias saudáveis, com idade entre 18 e 30 anos, sedentárias, foram submetidas à postura investigada sob monitoração dos parâmetros: (1) amplitude do sinal eletromiográfico de superfície dos músculos eretor espinhal e gastrocnêmio lateral; (2) variação angular da articulação coxofemoral por meio de fleximetria além de (3) distribuição de força nas superfícies plantares e deslocamentos do centro de força, utilizando-se sistema de baropodometria computadorizada. Na progressão da postura em inclinação anterior do tronco, os dados foram coletados nas posições angulares da articulação coxo-femoral equivalentes a 0°, 30° e 40° em relação à vertical, além de no máximo ângulo alcançado. Utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk seguido do teste de Friedman para os dados eletromiográficos e o teste ANOVA um critério para os dados referentes às variáveis baropodométricas. O teste de Spearman avaliou a correlação entre os resultados referentes ao sinal eletromiográfico e à variável distribuição de força na superfície plantar. Observou-se aumento da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios laterais a partir de 30° de flexão do quadril, enquanto a atividade dos eretores espinhais aumentou a partir de 40° ($p < 0,05$). O fechamento do ângulo coxofemoral a partir de 30° reduziu a distribuição de força no retopé, que foi transferida para o antepé ($p < 0,05$). A área de contato plantar e a oscilação do centro de força não sofreram modificação durante a evolução da postura ($p > 0,05$). Não foi encontrada correlação significativa entre a atividade eletromiográfica dos músculos investigados e a distribuição de força na superfície plantar. Conclui-se que a ação dos músculos gastrocnêmios laterais e eretores espinhais aumenta a partir da inclinação anterior do tronco durante a progressão da postura “bailarina” do método de RPG, o mesmo ocorrendo com a distribuição de força na região do antepé em relação ao retopé, não havendo, porém, correlação entre tais variáveis. A área de contato plantar e a oscilação do centro de força não sofrem influência da referida progressão.

Palavras-chave: Reeducação postural global, Eletromiografia, Baropodometria, Plasticidade neuromuscular.

ABSTRACT

The Global Postural Reeducation method (GPR) widely spread in Brazil for the treatment of conditions associated to postural and orthopedics alterations, has presented important clinical results. However, there are few studies focused on the research method's elements. The "standing with anterior tilt" posture or "ballerina posture" is directed to treatment of retraction of the posterior muscular chain. However, it is not known yet the electromyographic activity of the involved muscles or even the postural reactions of the person to demands provoked by the manual action of the therapist. Hence, the aim of this paper is to evaluate the electromyographic activity of the spinal erector and lateral gastrocnemius muscles, besides baropodometrical variables during "ballerina posture" of the GPR method in different angles of the hip joint. Ten sane volunteers ages 18 to 30, sedentary, were submitted to the investigated posture under the monitoring of the following parameters: (1) electromyographic surface signal of the spinal erector and lateral gastrocnemius; (2) angle variation of the hip joint through fleximetry, beyond (3) force distribution on the plantar surfaces and shifts the center of force, using a computerized system baropodometry. On the progression of posture on trunk inclination, data were collected in the angular positions of the hip joint equivalent to 0 °, 30 ° and 40 ° from the vertical, and reached a maximum angle. It was used the Shapiro-Wilk test followed by the Friedman test to the electromyographic data and the ANOVA test one way to the data referring to the baropodometric variables. The Spearman test has evaluated the relationship between the results referring to the electromyographic signal and the variable distribution of forces at the plantar surface. It was observed an increase of the electromyographic activity of the lateral gastrocnemius muscles up from 30° of flexion of the hip, while the activity of the spinal erectors increased up from 40° ($p < 0.05$). Closing the hip angle up from 30° has reduced the distribution of forces in the hind foot, which has been transferred to the forefoot ($p < 0.05$). The area of plantar contact and the oscillation of the center of force did not suffer any modification during the evolution of the posture ($p > 0.05$). It was not found any significant correlation between the electromyographic activity of the investigated muscles and the distribution of forces on the plantar surface. It was concluded that the action of the lateral gastrocnemius and spinal erector muscles increases up from the anterior inclination of the trunk during the progression of the "ballerina posture" of the GPR method, similar to what happened with the distribution of forces in the region of the front-foot in relation to the hind foot, as there is not, though, any correlation between such variables. The area of plantar contact and the oscillation of the center of force do not suffer any influence from such progression.

Key-words: Global Postural Reeducation; Electromyography; Baropodometry; Neuromuscular Plasticity.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- ACF - Ângulo coxo-femoral
- ACP - Área de contato plantar
- ATT - Ângulo tibiotarsal
- DCF - Deslocamento do centro de força
- DCF-AP - Deslocamento do centro de força no sentido ântero-posterior
- DCF-ML - Deslocamento do centro de força no sentido médio-lateral
- DDS - Distância dedo-solo
- DF-AP - Distribuição de força na região do antepé
- DF-DE - Distribuição de força entre os pés direito e esquerdo
- DF-ML - Distribuição de força na região do mediopé
- DF-RP - Distribuição de força na região do mediopé
- ED - Músculo eretor espinhal direito
- EE - Músculo eretor espinhal esquerdo
- GD - Músculo gastrocnêmio lateral direito
- GE - Músculo gastrocnêmio lateral esquerdo
- IA - Classificação irregularmente ativo no IPAQ
- IMC - Índice de massa corpórea
- IPAQ - *International Physical Activity Questionnaire*
- OMS - Organização mundial da saúde
- PB0 - Postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão
- PB30 - Postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão
- PB40 - Postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão

- PBMÁX - Postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado
- PEN - Postura ereta natural
- PI30 - Posição de inclinação anterior do tronco a 30° sem intervenção
- RMS - *Root Mean Square* (Raiz quadrada da média)
- RMSN - Valor de RMS normalizado
- RPG - Reeducação postural global
- TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido
- UNIMEP - Universidade Metodista de Piracicaba

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 14 |
| 2 OBJETIVOS | 22 |
| 3 MATERIAL E MÉTODOS | 23 |
| 3.1 DESENHO DO ESTUDO | 23 |
| 3.2 AMOSTRAGEM | 23 |
| 3.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS | 23 |
| 3.4 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS | 41 |
| 4 RESULTADOS | 43 |
| 4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA | 43 |
| 4.2 SINAL ELETROMIOGRÁFICO | 44 |
| 4.3 VARIÁVEIS BAROPODOMÉTRICAS | 47 |
| 4.4 CORRELAÇÃO ENTRE SINAL EMG E FORÇA NA SUPERFÍCIE PLANTAR | 50 |
| 5 DISCUSSÃO | 52 |
| 5.1 ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO | 52 |
| 5.2 ANÁLISE DAS INFORMAÇÕES BAROPODOMÉTRICAS | 57 |
| 5.3 CORRELAÇÃO ENTRE O SINAL EMG E FORÇA NA SUPERFÍCIE PLANTAR | 63 |
| 5.4 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS | 65 |
| 5.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO | 67 |
| 6 CONCLUSÃO | 68 |
| REFERÊNCIAS | 69 |
| ANEXOS | 75 |
| APÊNDICES | 80 |

1 INTRODUÇÃO

O termo boa postura refere-se a um estado de equilíbrio musculoesquelético em que há proteção das estruturas de sustentação do corpo contra lesões. Ao contrário, a má-postura é definida como uma relação inadequada das diversas partes do corpo, conferindo-lhes maior sobrecarga (*Posture Comittee of the American Academy of Orthopedic Surgeons, 1947 apud Hall e Brody, 2001*).

Tal definição estabelece uma potencial ligação entre desalinhamentos posturais e lesões do sistema musculoesquelético, notadamente aquelas decorrentes de mecanismos de uso excessivo, o que permite inferir que um grande número de afecções descritas como bursites, tendinites, artroses, sinovites, dentre outras, podem ter sua gênese, ao menos parcialmente relacionadas às perturbações da estática (*Dankaerts et al., 2006*).

Tomando por base parâmetros utilizados para a descrição da condição do bom alinhamento entre os segmentos anatômicos, Bricot (2001) assinala uma incidência de má-postura em até 90% da população média, enquanto as afecções do sistema musculoesquelético de ordem não-traumática adquiriram nas últimas décadas o *status* de problema de saúde pública, tendo em vista sua alarmante e crescente incidência na população mundial, o que torna indispensável a busca por recursos terapêuticos eficazes na resolução destas condições (*Woolf e Pflieger, 2003; Brooks, 2006*).

Dentre tais recursos, um dos métodos de maior expressão no Brasil, denominado Reeducação Postural Global (RPG), foi desenvolvido pelo fisioterapeuta francês, Philippe Emmanuel Souchard, fundamentado no conceito de globalidade, originalmente proposto por Françoise Mézières e compreendido, do ponto de vista estrutural, a partir da teoria das cadeias musculares (*Coelho, 2008*).

No final da primeira metade do século XX, a partir de suas observações clínicas, Mézières *apud* Coelho (2008) enunciou:

As deformações posturais são originárias não de fraqueza muscular, mas de encurtamentos musculares, e mais especificamente dos músculos posteriores, os quais se comportam como se fossem um único músculo.

De tal proposição surgia não apenas a noção de cadeias musculares como também um dos mais importantes fundamentos dos inúmeros métodos de intervenção postural influenciados pela escola de Mézières, cuja abordagem é direcionada não ao fortalecimento muscular, mas ao seu distensionamento e à flexibilização do sistema (Coelho, 2008).

Segundo Cittone (1999), Souchard, tendo sido aluno de Mézières, chegou a ensinar o método durante dez anos, contribuindo com importantes conhecimentos de anatomia e biomecânica para sua evolução. No final dos anos setenta, contudo, dissonâncias entre mestra e discípulo levaram-nos a uma cisão e, a partir desta, à criação, por Souchard, do “método do campo fechado”, atualmente conhecido como a “Reeducação Postural Global” (RPG).

Embora a teoria de cadeias musculares tenha sido proposta por Mézières, este termo não aparece inicialmente em sua obra e, num primeiro momento a cadeia posterior (ainda não sob esta designação) era tida como a única estrutura a ser trabalhada nas condições de deformação postural. A evolução do método caracterizou-se, portanto, dentre outros aspectos, pela compreensão e descrição destes “conjuntos de músculos poliarticulares, de mesma direção, que se sucedem como as telhas de um telhado” (Mézières, 1947 *apud* Coelho 2008). Assim, a cadeia braquial, a grande cadeia posterior e a cadeia ântero-interna foram descritas ainda por Mézières, enquanto alguns de seus discípulos, que mais tarde propuseram outros métodos derivados de seus conceitos originais,

contribuíram com diferentes descrições destas e ainda de novas cadeias, como é o caso de Souchard, que considera atualmente oito cadeias musculares, sendo duas grandes cadeias mestras e seis cadeias estáticas secundárias (figura 1) (Cittone, 1999; Coelho, 2008).

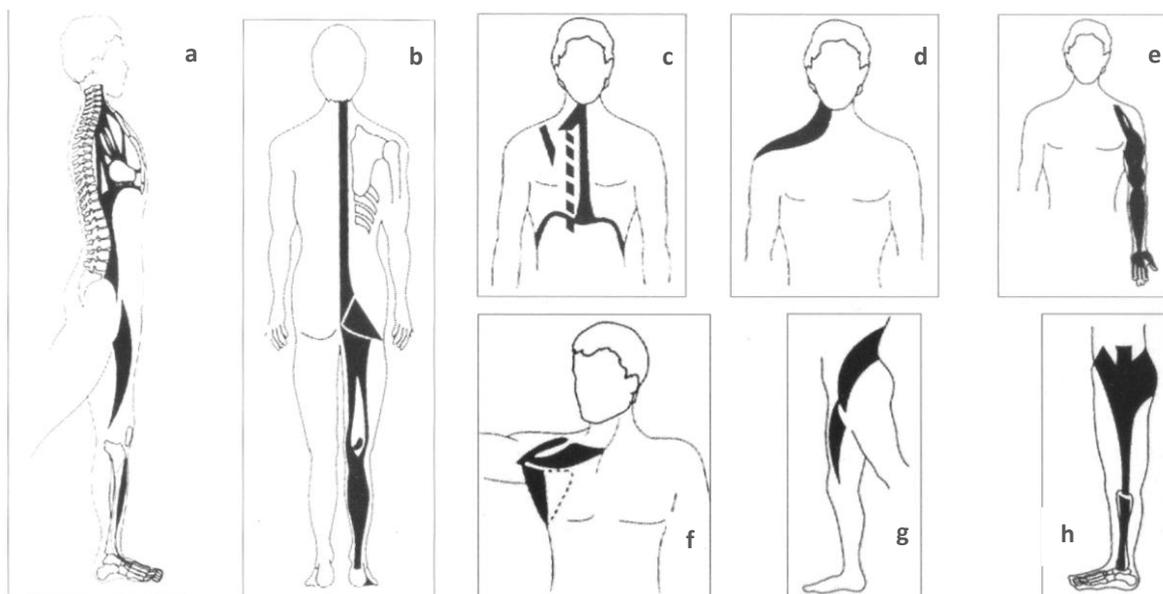


Figura 1 – Cadeias musculares segundo Souchard (2009); a) Grande cadeia mestra anterior; b) Grande cadeia mestra posterior; c) Cadeia inspiratória; d) Cadeia superior do ombro; e) Cadeia anterior do braço; f) Cadeia ântero-interna do braço; g) Cadeia ântero-interna do quadril; h) Cadeia lateral do quadril.

Dada a concepção de que os desalinhamentos posturais resultam de encurtamentos musculares no seio de suas respectivas cadeias, o modo de ação dos métodos de origem “*méziérista*”, caracteriza-se por alongamento global das cadeias envolvidas, sendo utilizadas, para tanto, posturas em que tais cadeias são solicitadas em seu maior comprimento, enquanto o terapeuta atua controlando as tendências a compensações (Cittone, 1999). De modo semelhante, o método RPG estabelece seis famílias de posturas, sendo cada postura relacionada ao tratamento de perturbações em cadeias específicas (Souchard, 2009).

Tais posturas são classificadas a partir de três diferentes critérios como: em abertura ou em fechamento do ângulo coxo-femoral; de braços abertos ou de braços fechados e; com carga ou sem carga.

A eleição de uma destas posturas para o tratamento de um indivíduo é baseada num exame criterioso que considera os desalinhamentos observados na avaliação estática, a sintomatologia referida no interrogatório e a morfologia particular das zonas dolorosas ou deformadas (Souchard, 2009). Deste modo, o critério ‘em abertura ou em fechamento do ângulo coxo-femoral’ é relacionado à necessidade de maior intervenção sobre as retrações da cadeia mestra anterior ou da cadeia mestra posterior, respectivamente.

A postura “em pé com inclinação anterior”, alvo deste estudo e mais conhecida como postura “bailarina”, como passará a ser chamada ao longo deste trabalho visando facilitar a compreensão do texto, é definida como postura de carga e em fechamento de ângulo coxo-femoral sendo, portanto voltada ao tratamento das retrações da cadeia mestra posterior e permitindo particularmente a atuação sobre os membros inferiores e a coluna lombar.

A despeito do difundido sucesso da RPG na prática clínica, uma importante fragilidade do método é a escassez de publicações científicas, pois embora alguns estudos tenham sido desenvolvidos em anos recentes os resultados são ainda incipientes, com um número muito restrito de parâmetros investigados, dentre os quais a flexibilidade, a dor e a função respiratória têm sido os alvos mais frequentes (Vivolo *et al.*, 2003; Teodori *et al.*, 2003; Borges, 2006; Moreno *et al.*, 2007; Rosário *et al.*, 2008; Cunha *et al.*, 2008; Maluf, 2010).

Dentre estes, Borges (2006) encontrou resultados positivos da postura “bailarina” no ganho de flexibilidade tibiotarsal e coxofemoral em atletas de basquetebol, enquanto Vivolo *et al.* (2003) encontraram melhores resultados do alongamento global proporcionado pelo método RPG em comparação ao alongamen-

to do tipo segmentar. Em contrapartida, num estudo semelhante Rosário *et al.* (2008) não encontraram qualquer diferença significativa entre as duas técnicas.

Por sua vez, Cunha *et al.* (2008), comparando os efeitos do método RPG e de um programa de alongamento convencional no tratamento de cervicalgia, encontraram resultados semelhantes para as duas abordagens tomando-se como parâmetros a dor e a amplitude de movimento.

Já em estudos relacionando os efeitos do método RPG à função respiratória, Teodori *et al.* (2003) e Moreno *et al.* (2007) encontraram melhora da força dos músculos inspiratórios e expiratórios e ainda melhora da mobilidade torácica, em indivíduos tratados com a postura “rã no chão”.

A despeito da importante contribuição de tais publicações para a validação científica do método, ainda não são conhecidos estudos em que as técnicas empregadas na RPG constituam o objeto principal de investigação, como é o caso, por exemplo, das posturas, que representam o ponto de partida da atuação do método e, entretanto, têm sua descrição ainda hoje restrita a um contexto empírico.

Considerando tais posturas e suas respectivas evoluções como gestos terapêuticos, uma melhor compreensão dos fenômenos mecânicos e fisiológicos envolvidos em sua execução é possível somente a partir de uma investigação de caráter cinesiológico, definida por Rasch (1991) e Carr e Shepherd (2003), pela análise dos movimentos articulares, das ações musculares correspondentes e da influência de forças internas e externas sobre o sistema, o que, segundo Durward, Baer e Rowe (2001) favorece, antes de tudo, o conhecimento dos efeitos da intervenção sobre os elementos corporais, inclusive permitindo com maior ou menor exatidão a identificação das estruturas-alvo da terapêutica.

Segundo Amadio e Serrão (2007), a instrumentação empregada para a análise do movimento humano pode ser dividida em categorias que incluem a cinemetria, a dinamometria, a antropometria e a eletromiografia, as quais permitem melhor entendimento dos mecanismos internos reguladores das ações corporais a partir de uma descrição de suas características e indicadores estruturais.

A eletromiografia é descrita como um método de monitoração e registro da atividade elétrica de membranas excitáveis, representando uma medida dos potenciais de ação do sarcolema (Enoka, 2000). Permite, portanto, conhecer os padrões de geração de tensão muscular para a execução dos movimentos corporais ou ainda em resposta às demandas mecânicas externas.

Soderberg e Knutson (2000) apontam como exemplos de aplicações da eletromiografia o estudo da atividade muscular durante exercícios ou procedimentos terapêuticos ou ainda da atividade resultante destas intervenções e consideram os achados obtidos a partir de tais estudos como importante contribuição para o desenvolvimento de uma prática clínica efetiva, principalmente no que se refere à fisioterapia.

Já com respeito à análise da interação das forças externas com a estrutura corporal, são particularmente importantes dados referentes à localização e oscilações do centro de força, intensidade e orientação da força de reação do solo, magnitude e distribuição de força e pressão plantar, além de torques gerados a partir de contrações musculares e transmissão de forças nas superfícies articulares, que compõem em conjunto a categoria de instrumentação designada como dinamometria, incluindo dentre outros recursos a baropodometria (Amadio e Serrão, 2007).

Freitas (2008) descreve a baropodometria como um recurso de medição da interação do pé com o solo, a partir da qual é possível analisar de forma quantitativa e objetiva as forças e pressões exercidas na superfície plantar, o que, segundo Orlin e McPoil (2000), fornece dados relevantes para a investigação de questões envolvendo a relação existente entre o alinhamento postural da extremidade inferior e as pressões plantares nas incontáveis situações que envolvem carga sobre os pés numa superfície de apoio.

A postura “bailarina”, aplicada em posição ereta, encontra-se durante toda sua execução sob importante influência da ação da gravidade, assim exigindo constantes ajustes posturais para controle do centro de força, o que repercute em diferentes padrões de distribuição de pressões plantares. Tendo por característica principal uma evolução em inclinação anterior do tronco, utilizando para tal, um movimento de flexão da articulação coxofemoral em cadeia fechada, é voltada ao alongamento de toda a grande cadeia mestra posterior (que inclui dentre outros músculos o eretor espinhal e os gastrocnêmios), sendo considerada como um trabalho de grande exigência, notadamente para o eretor espinhal em região lombar (Souchard, 2001; Nordin e Frankel, 2003; Sarti *et al.*, 2005; Moya, Bertomeu e Broseta, 2005; Borges, 2006).

Diante do exposto, compreende-se que a inexistência, até o momento, de estudos, que contemplem uma descrição dos aspectos mecânicos relacionados a esta, bem como a todas as outras posturas preconizadas no método RPG, constitui importante lacuna do conhecimento fisioterapêutico, justificando uma investigação científica que se utilize de técnicas de análise do movimento humano para melhor compreensão deste relevante recurso terapêutico. Portanto,

são estabelecidas como hipóteses para este estudo, no que se refere à postura “em pé com inclinação anterior (bailarina) do método RPG:

- a) Há aumento da atividade eletromiográfica dos músculos eretor espinhal e gastrocnêmio lateral durante sua evolução em fechamento do ângulo coxo-femoral;
- b) A atividade eletromiográfica dos músculos eretor espinhal e gastrocnêmio lateral durante sua evolução é diferente da atividade destes mesmos músculos durante uma inclinação anterior do tronco sem intervenção terapêutica;
- c) Há aumento dos deslocamentos do centro de força nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral durante sua evolução em fechamento do ângulo coxo-femoral;
- d) Há redução na área de contato da superfície plantar durante sua evolução em fechamento do ângulo coxo-femoral;
- e) Há aumento da distribuição de força na região do antepé durante sua evolução em fechamento do ângulo coxo-femoral;
- f) Há correlação entre a atividade eletromiográfica dos músculos investigados e a distribuição de força nas regiões do retropé, médio-pé e antepé durante sua evolução em fechamento do ângulo coxo-femoral.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos eretor espinhal e gastrocnêmio lateral, além de variáveis baropodométricas durante a evolução da postura “bailarina” do método RPG em diferentes angulações da articulação coxofemoral.

2.2 Específicos

- 2.2.1 Identificar a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos gastrocnêmios laterais e eretores espinhais e analisar sua variação na postura ereta natural, em inclinação anterior do tronco sem intervenção e durante a postura “bailarina” do método RPG em ângulo coxofemoral de 0°, 30°, 40° e durante o máximo ângulo alcançado ao final da postura;
- 2.2.2 Verificar a oscilação do centro de força nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral;
- 2.2.3 Verificar a variação da área de contato da superfície plantar;
- 2.2.4 Descrever a distribuição de força na superfície plantar e analisar sua variação;
- 2.2.5 Estudar a correlação entre o sinal eletromiográfico dos músculos gastrocnêmios e eretores espinhais e a distribuição de força nas regiões do retropé, médio-pé e antepé.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Desenho do Estudo

Trata-se de um estudo observacional transversal, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP, sob protocolo nº 77/09 (anexo 01).

3.2 Amostragem

O tamanho da amostra foi definido por cálculo amostral baseado em dados eletromiográficos (RMS normalizado) obtidos por meio de estudo piloto. Utilizou-se um intervalo de confiança de 95% e poder de teste de 85% e obteve-se o número de dez voluntárias para composição da amostra.

3.2.1 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Foram excluídas do estudo as voluntárias sinistras ou ambidestras, com padrão de vida ativo ou muito ativo, segundo os critérios de classificação do *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ – anexo 02), as que apresentassem Índice de Massa Corpórea (IMC) acima de 25 Kg/m², escoliose detectável ao exame clínico, desordens neuromusculares, deformidades congênitas e lesões traumato-ortopédicas acometendo membros inferiores e/ou tronco, aquelas com sintomas dolorosos de repetição relacionados ao sistema musculoesquelético nos últimos três meses e ainda as que estivessem sob qualquer forma de terapia corporal.

3.3 Procedimentos Experimentais

3.3.1 AVALIAÇÃO E TRIAGEM

Com a finalidade de assegurar a homogeneidade da amostra a partir da detecção das condições definidas como critérios de inclusão/exclusão, bem como para efeito de registro inicial de algumas variáveis estudadas na pesquisa, as voluntárias foram previamente submetidas a uma avaliação composta de sete etapas:

a. Entrevista

Aplicada a partir de um questionário contendo campos para preenchimento de dados pessoais, seguidos de cinco questões fechadas, com respostas padronizadas em **sim/não**, relacionadas às condições de: lateralidade, histórico de lesões, sequelas motoras, sintomas musculoesqueléticos e tratamentos corporais vigentes (apêndice 02). Nesta etapa, uma resposta **sim** em qualquer uma das questões aplicadas era determinante de exclusão da voluntária.

b. Avaliação do Nível de Atividade Física

Para esta avaliação foi utilizado o IPAQ em sua versão curta traduzida para o português, construído sob a chancela da Organização Mundial da Saúde (OMS). Essa versão é composta de questões abertas que permitem estimar o tempo dispendido por semana em diferentes dimensões de atividade física, como caminhada e esforços físicos de intensidades moderada e vigorosa (Guedes *et al.*, 2005).

A partir das informações obtidas como respostas ao questionário, os sujeitos são classificados em quatro possíveis níveis de atividade física que variam entre: (a) muito ativo; (b) ativo; (c) irregularmente ativo; e (d) sedentário, sendo estes dois últimos níveis determinados como critérios de inclusão das voluntárias neste estudo. Para tanto foram consideradas irregularmente ativas as

voluntárias praticantes de atividade física por menos que 150 minutos por semana e/ou numa frequência menor que cinco vezes por semana, e como sedentárias aquelas que praticavam menos que dez minutos contínuos de atividade física durante a semana.

c. Índice funcional de lombalgia

Para confirmação da ausência de condições patológicas envolvendo a coluna lombar com potencial limitação do desempenho das voluntárias no alcance da postura em angulação coxofemoral necessária a esta investigação foi aplicado o Questionário Rolland-Morris modificado, na versão em português (Nusbaum *et al.*, 2001) (anexo 03). De modo similar à etapa anterior, foram excluídas do estudo as voluntárias que manifestaram resposta **sim** a qualquer uma das questões contidas no instrumento.

d. Aferição de estatura e massa corpórea

Utilizando-se de uma balança antropométrica da marca Filizola[®] – modelo 31 - carga máxima de 150 Kg, foi aplicado o procedimento de aferição de estatura e de massa corporal, para efeito de cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC).

Em obediência às recomendações de De Luca (1997), como forma de assegurar a viabilidade de obtenção do sinal eletromiográfico de superfície, foi estabelecido como ponto de corte para a inclusão de voluntárias no estudo nesta etapa, um IMC com escore menor ou igual a 25 Kg/m², uma vez que a quantidade de tecido adiposo entre a superfície do músculo e o eletrodo pode afetar a captação do sinal.

e. Teste de Adams

Aplicado seguindo protocolo proposto por Adams (1865) *apud* Rocha e Pedreira (2001), para detecção de escoliose. O sinal positivo, que consiste da presença de desnivelamento das massas paravertebrais, sendo indicativo de torção da coluna vertebral e, portanto de escoliose, foi tomado como critério de exclusão da pesquisa.

f. Teste Dedo-Solo

Aplicado a partir da postura ereta sobre um banco de Wells, estando a voluntária sem calçados, com os pés paralelos, separados entre si pela distância equivalente à largura da haste centimetrada, e alinhados pela extremidade do hálux ao limite anterior da base do banco, era solicitado um movimento de enrolamento da coluna vertebral em sentido crânio-caudal, mantendo os joelhos estendidos e projetando as mãos numa tentativa de alcançar o solo (Perret *et al.*, 2001).

Considerando o limite individual, definido pela resistência elástica dos tecidos moles posteriores dos membros inferiores e tronco, as voluntárias foram orientadas a interromper o movimento no limite do desconforto gerado pelo reteçamento dos tecidos.

Na posição final alcançada foram mensurados o ângulo tibiotarsal, utilizando-se um goniômetro (Carci[®]) e o ângulo coxofemoral, através de um flexímetro (Code Research Institute[®]), além da distância entre a extremidade do 3º quirodáctilo e o nível dos pés, por meio da haste centimetrada do banco de Wells (figura 2). A medida desta distância foi expressa em valores positivos nos casos em que a voluntária não conseguia alcançar o nível dos pés na superfície

de apoio, e em valores negativos nos casos em que a voluntária conseguia ultrapassar este nível, em conformidade à descrição de Perret *et al.* (2001).

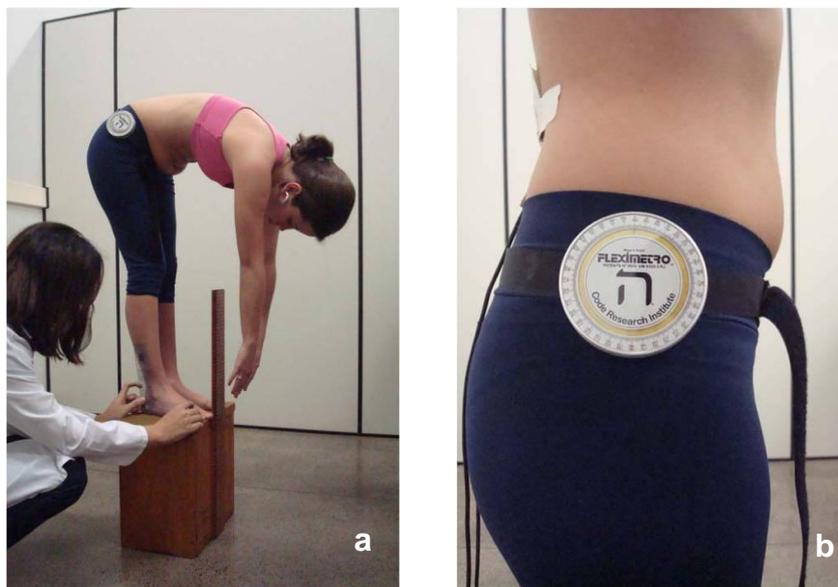


Figura 2 – Aplicação do teste dedo-solo sobre o banco de Wells, com aferição dos ângulos coxo-femoral e tibiotarsal utilizando-se flexímetro e goniômetro, respectivamente (a). Posicionamento do flexímetro no aspecto lateral da asa íliaca (b).

Este teste foi empregado com a finalidade de registrar as condições de flexibilidade relacionada à cadeia muscular posterior de cada voluntária, como forma de nortear o limite de solicitação de fechamento do ângulo coxo-femoral nas sessões de preparação e familiarização à postura “bailarina”.

g. Exame postural

Norteadado pelo protocolo do método RPG, este exame teve por finalidade a identificação e registro do padrão postural de cada voluntária, de modo a permitir uma abordagem individualizada em obediência ao princípio de individualidade do método (apêndice 02).

3.3.2 TRIAGEM DAS VOLUNTÁRIAS



Figura 3 – Fluxograma demonstrativo de triagem de voluntárias segundo critérios de inclusão e exclusão para participação na pesquisa.

Participaram do estudo dez mulheres com idade entre 18 e 30 anos ($23,1 \pm 2,72$ anos), estudantes da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP – Campus Taquaral, por meio de convite verbal e através de divulgação eletrônica, com o devido esclarecimento sobre os detalhes da pesquisa, incluindo informações sobre riscos e benefícios, constantes no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE – apêndice 01).

3.3.3 PREPARAÇÃO E FAMILIARIZAÇÃO ÀS POSTURAS

Após a avaliação, nos casos em que a voluntária atendia a todos os critérios de inclusão da pesquisa e a partir do registro de todos os dados iniciais, foi introduzido um programa de familiarização às posturas “rã no chão” e “bailarina” do método RPG, que consistiu de quatro sessões preparatórias de aproximadamente trinta minutos na postura “rã no chão com braços fechados”, seguida de três a cinco repetições da postura “bailarina”, com evolução progressiva.

Este programa de adaptação teve por finalidade viabilizar o alcance, a manutenção e a repetição da postura “bailarina” em ângulo coxofemoral próximo a 50° para a coleta de dados. Foi direcionado particularmente ao aprendizado do padrão respiratório característico do método e à flexibilização da caixa torácica, além de buscar uma harmonização inicial dos desequilíbrios estáticos individuais que pudessem vir a limitar o desempenho na postura.

a. Postura “rã no chão”

Sendo uma postura em abertura do ângulo coxo-femoral, é voltada particularmente ao alongamento da cadeia mestra anterior. Sua aplicação tem início com manobras de “*pompages*” sacral e torácica para correção das curvaturas vertebrais, permitindo a adaptação do eixo vertebral à superfície da mesa. O sujeito é então posicionado com os membros inferiores em flexão-abdução-rotação lateral da articulação coxo-femoral, além de flexão do joelho e oposição das plantas dos pés. Os braços são colocados a aproximadamente 45° de abdução, com antebraços em extensão e supinação e as palmas das mãos voltadas para cima.

A progressão na postura é dada a partir da extensão dos membros inferiores até alcançar um posicionamento de alinhamento no eixo corporal, mantendo rotação lateral dos quadris e dorsoflexão dos pés, enquanto com respeito ao membro superior a evolução poderá seguir o critério de abertura ou fechamento dos braços (Souchard, 2001).

b. Postura “bailarina”

Esta postura é iniciada na posição ereta, com os pés paralelos, joelhos em ligeira flexão e rotação lateral das coxas. Os membros superiores são posicionados paralelamente ao tronco, em rotação lateral dos braços, extensão de co-

tovelos, supinação de antebraços e posição neutra dos punhos. Com o tronco ereto é aplicada tração manual sobre o eixo vertebral no sentido cefálico buscando o alinhamento das curvaturas e simultaneamente é iniciado o padrão respiratório paradoxal com ênfase na expiração.

Com a mão apoiada à altura da nuca do sujeito, assegurando-se da adequação do posicionamento de todos os segmentos corporais e mantendo a tração axial, o terapeuta conduz um movimento de projeção anterior do tronco em direção ao chão por meio de flexão da articulação coxofemoral, mantendo rigorosamente as curvaturas da coluna vertebral e o alinhamento entre o occipito, o dorso do tórax e o dorso do sacro.

Ao longo da postura o terapeuta solicita do sujeito a atividade muscular necessária à sustentação do tronco e da cabeça contra a força manual que lhe é aplicada à nuca, enquanto simultaneamente lhe impinge uma carga adicional à gravidade no sentido do solo.

3.3.4 COLETA DOS DADOS

a. Baropodometria Computadorizada

Foi utilizada uma Plataforma de Pressão MatScan (Tekscan®) versão 5.72, com 2288 sensores, resolução de 1.4 sensor/cm², medindo 436 mm x 369 mm e um *software* em ambiente Windows 98, com monitoração em tempo real, acoplada a um microcomputador.

Para o início da coleta dos dados baropodométricos, foi solicitado que a voluntária permanecesse em posição ortostática, com os olhos abertos, sem calçados e em apoio bipodal sobre a plataforma, para que o equipamento fosse devidamente calibrado, de acordo com o manual do fabricante (*Matscan Pressure Assessment for the 21st Century – User's Manual*).

Os testes foram aplicados na postura ereta natural, em posição de inclinação anterior do tronco a 30° e durante a postura “bailarina” em diferentes angulações da articulação coxofemoral.

b. Sinal eletromiográfico de superfície

Para o registro do sinal eletromiográfico foi utilizado o módulo de aquisição de sinais (figura 4), EMG1000 (Lynx® São Paulo, SP, Brasil) o qual apresenta impedância de 10^9 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits e faixa de entrada $\pm 2V$, com frequência de amostragem de 2000 Hz, filtro do tipo *Butterworth* com passa alta de 20 Hz e passa baixa de 1000 Hz.



Figura 4 – Módulo de Aquisição de Sinais (modelo EMG 1000 da Lynx®).

O sistema de aquisição de sinais foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 àmpères hora (AH) de 12 volts e sua conexão com o microcomputador foi feita por meio de fibra óptica para excluir a possibilidade de interferência da rede elétrica sobre o eletromiógrafo, segundo procedimento descrito por Guirro, Forti e Bigaton (2006). Os canais para aquisição dos sinais eletromiográficos apresentam auto-ajuste para a amplificação de 1000 vezes, independente do tipo de eletrodo. Para a aquisição dos sinais digitalizados, foi utilizado o *software* Aqdados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda), versão 7.02 para Windows. As coletas do sinal eletromiográfico foram realizadas sempre no período vespertino, com

o laboratório climatizado em $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e iluminado com lâmpadas incandescentes.

Para a captação do sinal eletromiográfico foram utilizados quatro eletrodos de superfície diferenciais (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) constituídos por duas barras de prata pura, retangulares (10x2 mm) e paralelas, com distância intereletrodos fixa de 10 mm. O revestimento do eletrodo apresenta a forma retangular, constituído em PVC (35 mm de comprimento, 20 mm de largura e 10 mm de espessura) (figura 5a). Apresentam sob a cápsula um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, modo de rejeição comum (CMRR) maior que 100 dB e taxa de ruído do sinal menor que $3 \mu\text{V RMS}$ com uma posterior amplificação de 50 vezes na placa de aquisição, o que totaliza uma amplificação do sinal eletromiográfico em 1000 vezes.

Para a redução do ruído de aquisição foi utilizado um eletrodo retangular (33 x 31 mm) de aço inoxidável como eletrodo de referência fixado sobre a tuberosidade da tíbia (figura 5b). Para sua fixação foi aplicado gel hidrossolúvel entre o eletrodo e a pele, além de tiras de esparadrapo.

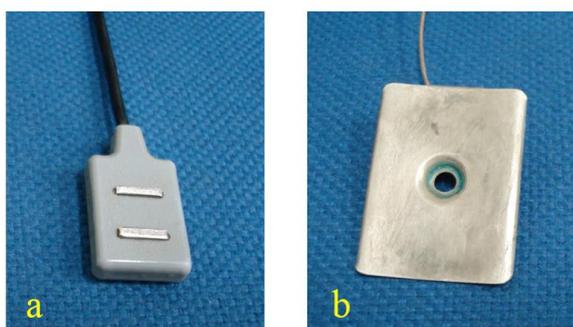


Figura 5 – Eletrodo diferencial simples da Lynx (a) e eletrodo de referência (b).

c. Posicionamento dos eletrodos

A fixação dos eletrodos ativos à pele foi feita também por meio de tiras de esparadrapo, sendo a pele previamente limpa com algodão embebido em solução de álcool 70% e tricotomizada.

O posicionamento dos eletrodos sobre o ventre de cada músculo bilateralmente, acompanhando a orientação longitudinal das fibras, seguiu as recomendações do protocolo SENIAM (2009), conforme descrição a seguir:

- Gastrocnêmio lateral: no terço proximal de uma linha formada entre a cabeça da fíbula e o calcâneo (figura 10a, página 38).
- Ereter espinhal: dois dedos em direção lateral a partir da 1^a vértebra lombar (figura 10b, página 38).

d. Experimento

A coleta definitiva dos dados deste experimento foi feita a partir do registro do sinal eletromiográfico de superfície dos músculos gastrocnêmios laterais e eretores espinhais, da variação angular da articulação coxofemoral e ainda das variáveis baropodométricas, todos obtidos simultaneamente durante a progressão da postura “bailarina”. Para tanto, as voluntárias foram posicionadas sobre a plataforma de pressão, com os eletrodos receptores do sinal eletromiográfico afixados aos membros inferiores e região paravertebral lombar, tendo o flexímetro posicionado com velcro lateralmente à asa ilíaca esquerda (figura 7).

Para efeito de controle da abertura do ângulo tibiotarsal durante a evolução na postura e conseqüente afrouxamento da tensão nos músculos distais da cadeia posterior, foi utilizado um suporte de madeira colocado sob a plataforma barobodométrica, a partir do qual se projeta verticalmente uma placa com inclinação de 10° alinhando-se com os dois terços inferiores das pernas da voluntária, de modo a restringir sua projeção posterior aos referidos 10° (figura 6).

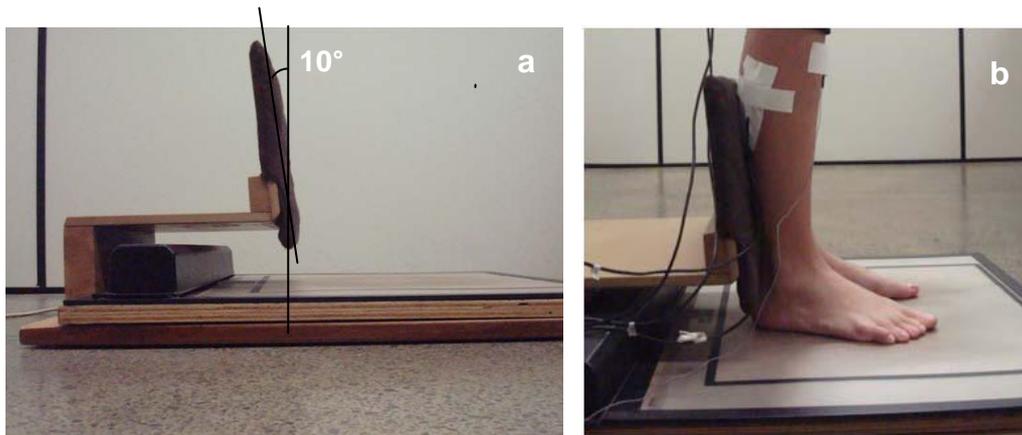


Figura 6 – Suporte de madeira colocado sob a plataforma baropodométrica tendo placa de apoio posterior para as pernas com 10° de inclinação em relação à vertical (a); Posicionamento padronizado para os pés com os calcâneos alinhados com a placa (b).

Foram feitas coletas de controle em duas condições: a) na postura ereta natural (PEN) e b) na postura de inclinação anterior do tronco, sem intervenção, num ângulo de 30° de fechamento coxofemoral (PI30).

Na sequência era aplicada a postura “bailarina” iniciando-se pelo posicionamento dos pés justapostos e paralelos entre si, tendo como guia o limite dos calcâneos em alinhamento com a placa de madeira utilizada para restringir a abertura do ângulo tibiotarsal anteriormente descrita (figura 6b). Era então solicitado à voluntária manter o máximo contato de ambos os pés com a plataforma, bem como a aproximação entre os calcâneos, enquanto a terapeuta induzia uma discreta flexão dos joelhos seguida de rotação lateral dos eixos tibiais e subsequente extensão dos joelhos até o limite da capacidade da voluntária em manter o alinhamento descrito. Tal posicionamento das pernas em rotação lateral permite manter a aproximação entre os pés, independente de eventuais desalinhamentos dos joelhos em valgo ou varo.

Após o adequado alinhamento de cada segmento corporal em direção cefálica, conforme descrição da postura investigada (vide “Preparação e familiarização às posturas” página 26), estabelecimento de tração axial e instituição do

padrão respiratório paradoxal, a evolução da postura, no sentido de inclinação anterior do tronco para efeito de fechamento do ângulo coxofemoral, era então conduzida de forma lenta e progressiva, observando-se o rigoroso posicionamento de cada segmento, com vistas a evitar compensações indevidas que pudessem desviar das estruturas miotendíneas-alvo o tensionamento desejado para a postura (figura 7).



Figura 7 – Aplicação da postura “bailarina” durante o experimento. (a) Posição inicial com abertura ângulo coxofemoral (PB0); (b) Evolução da postura com inclinação anterior do tronco.

As informações baropodométricas e os sinais eletromiográficos foram então coletados na condição estática em quatro diferentes posições: no início da postura “bailarina”, com o tronco ainda vertical (PB0), na progressão da postura nos ângulos equivalentes a 30° (PB30) e 40° (PB40) de inclinação anterior do tronco e na máxima amplitude de fechamento do ângulo coxofemoral alcançado para cada voluntária (PB_{MÁX}).

Para cada condição de coleta o procedimento descrito foi repetido três vezes, utilizando-se a média dos valores como resultado final para cada variável.

e. Avaliação subjetiva de esforço

Dada a influência da fadiga muscular sobre o sinal eletromiográfico, durante este experimento, antes do início de cada uma das três repetições da postura “bailarina”, foi realizada uma avaliação subjetiva de esforço por meio da Escala de Borg Modificada (Brunetto, 2002), descrita como uma escala vertical com escores variando entre zero e dez, onde zero representa nenhum sintoma e dez representa o sintoma máximo (figura 8).

A escala era apresentada à voluntária acompanhada do comando: “aponte nesta escala o quanto você está cansada neste momento”. O escore equivalente era então registrado e, em seguida, foi calculada a média aritmética dos escores obtidos nas três repetições.

| | |
|-----|----------------------|
| 0 | Nenhum sintoma |
| 0,5 | Muito, muito leve |
| 1 | Muito leve |
| 2 | Leve |
| 3 | Moderado |
| 4 | Pouco intenso |
| 5 | Intenso |
| 6 | |
| 7 | Muito intenso |
| 8 | |
| 9 | Muito, muito intenso |
| 10 | Máximo |

Figura 8 – Escala Modificada de Borg (Brunetto, 2002).

f. Processamento da baropodometria computadorizada

Os filmes obtidos na coleta de dados foram processados no sistema de baropodometria computadorizada Matscan – Research –Tekscan versão 5.72,

tendo sido analisados quanto aos parâmetros de: deslocamento do centro de força nos sentidos ântero-posterior (DCF-AP) e médio-lateral (DCF-ML), área de contato plantar (ACP) e distribuição de força na superfície plantar.

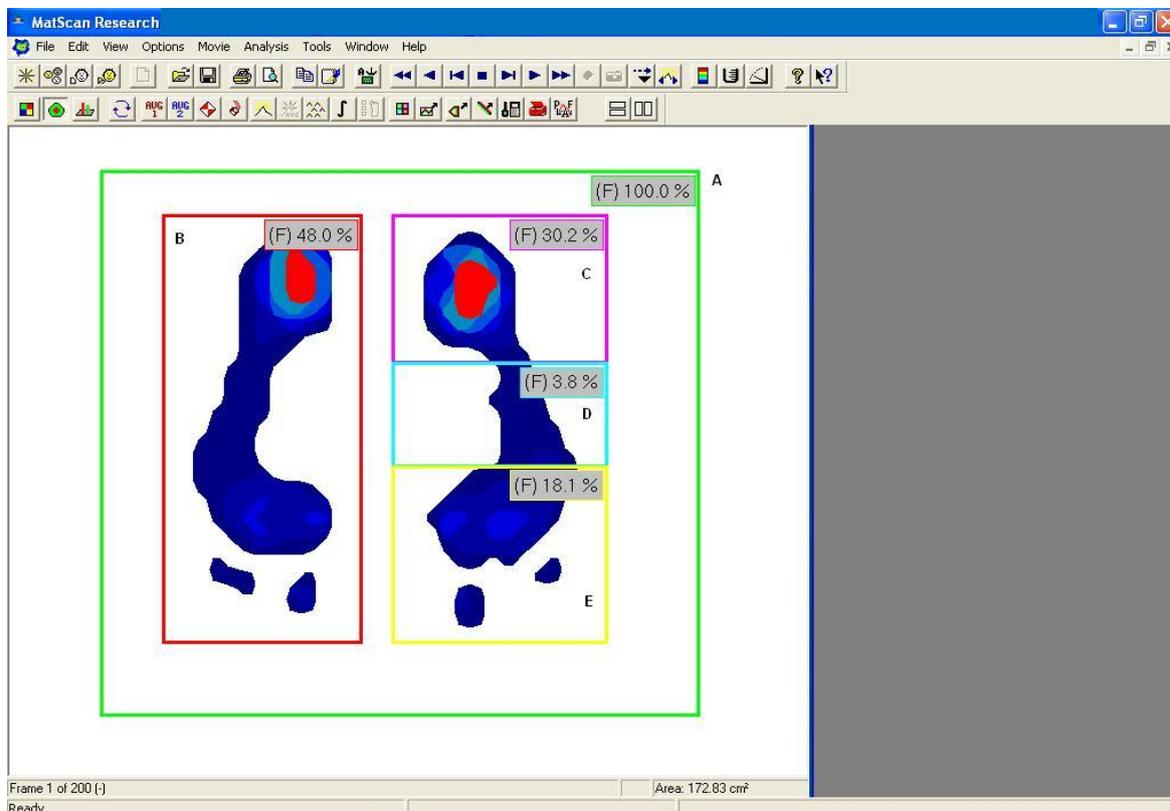


Figura 9 – Tela do software Matscan - Research – Tekscan mostrando o procedimento para processamento dos dados baropodométricos. A: caixa de seleção da área relativa a ambos os pés para análise do parâmetro deslocamento do centro de força (DCF); B: caixa de seleção da área relativa a cada pé para análise dos parâmetros de área de contato plantar (ACP) e distribuição de força entre os pés direito e esquerdo (DF-DE) (no procedimento uma caixa idêntica a esta era adicionada à imagem do pé esquerdo); C: caixa de seleção da área relativa ao retropé; D: caixa de seleção da área relativa ao médio-pé; E: caixa de seleção da área relativa ao antepé. C, D e E foram utilizadas para a análise do parâmetro de distribuição de força nas regiões do pé (no procedimento três caixas idênticas a estas eram acrescentadas à imagem do pé direito).

Cada filme foi analisado individualmente, na opção de visualização *2-D Contours*, onde foram adicionadas caixas de seleção às imagens das plantas dos pés de acordo com o parâmetro considerado. Para análise do deslocamento do centro de força foi adicionada uma caixa selecionando a área total de ambos os pés, enquanto para a análise dos parâmetros área de contato plantar e distribuição de força entre os pés direito e esquerdo (DF-DE) a área de cada pé

foi selecionada separadamente pela adição de duas caixas de cores diferentes. Por sua vez, para a análise da distribuição de força nas regiões do antepé (DF-AP), médio-pé (DF-MP) e retropé (DF-RP) foram adicionadas três caixas sobre cada pé, selecionando as citadas regiões (figura 9).

A partir da adição das caixas conforme descrição acima foi utilizada a opção de análise *ASCII Data*, e em seguida a opção *Save Center of Force (COF) values* para a geração de arquivos com extensão *.asc, referentes aos dados de deslocamento do centro de força (DCF) e a opção *Save Force, Pressure or Area values*, para a geração de arquivos com extensão *.asg, referentes aos dados de ACP e de distribuição de força.

Para a leitura destes arquivos foi utilizado então o aplicativo Microsoft Excel versão 2007, onde era possível identificar em cada um dos 200 *frames* que compunham cada filme analisado, os valores individuais relativos às caixas de seleção adicionadas às imagens dos pés das voluntárias.

No caso do parâmetro deslocamento do centro de força os dados obtidos informavam em valores absolutos, a amplitude dos deslocamentos do centro de força nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral, expressos em cm, da mesma forma que no caso do parâmetro área de contato plantar os dados informavam, em cm^2 , a área de contato de cada pé com a plataforma de pressão. A análise neste caso foi aplicada inicialmente para a área individual de cada pé e em seguida para a área total de ambos os pés a partir da soma dos valores relativos aos pés direito e esquerdo.

Por fim, no caso do parâmetro distribuição de força, os dados foram expressos em valores relativos, considerando o percentual de força distribuída entre os pés direito e esquerdo e ainda o percentual de força distribuída entre as

regiões do antepé, médio-pé e retropé, neste último caso somando-se os valores relativos aos dois pés.

De cada um dos três filmes coletados para cada voluntária e em cada condição de coleta, foram considerados para todos os parâmetros investigados os valores médios relativos aos 200 *frames*, obtendo-se a seguir a média aritmética dos valores obtidos nas três tomadas.

g. Processamento do sinal eletromiográfico

Executado pela análise *off-line* no *software* Matlab[®] 6.5.1, utilizando-se a função EMG 12, o processamento do sinal eletromiográfico foi feito no domínio do tempo por meio do parâmetro raiz quadrada da média (RMS), que segundo De Luca (1997), é a forma de processamento que melhor representa a amplitude do sinal eletromiográfico em contrações musculares voluntárias.

h. Normalização do Sinal Eletromiográfico

Para o procedimento de normalização dos dados obtidos na postura estudada, foi coletado, num primeiro momento, o sinal eletromiográfico dos músculos investigados durante uma contração isométrica voluntária, sendo utilizadas para este fim as posições descritas como ótimas para a produção de força, para cada músculo em particular, segundo Kendall (1995), conforme se segue:

- Gastrocnêmio lateral: em posição ereta, na amplitude final da flexão plantar em cadeia cinética fechada contra a carga da própria massa corporal (figura 10a).
- Ereter espinhal: em posição bipodal com o tronco inclinado anteriormente, apoiado sobre uma maca de altura equivalente ao nível do quadril, determinando um ângulo de 45° na articulação coxofemoral, estando os braços

paralelos ao tronco sem apoio na maca. A voluntária era solicitada a fazer tentativas de elevação do tronco contra resistência manual aplicada bilateralmente à altura da coluna torácica mantendo o alinhamento das curvaturas vertebrais (figura 10b).

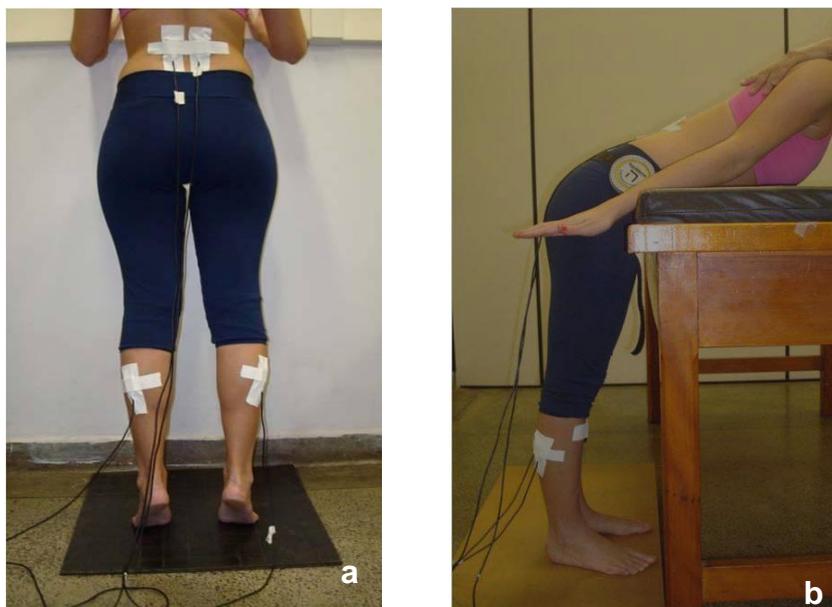


Figura 10 – Posições adotadas para contração isométrica voluntária de referência para normalização do sinal EMG. (a) Contração isométrica do músculo gastrocnêmio lateral; (b) Contração isométrica do músculo eretor espinhal. Notar o posicionamento dos eletrodos.

Este procedimento foi repetido três vezes e a média dos valores de RMS obtidos para cada músculo foi considerada como referência para normalização dos sinais coletados durante a postura para cada voluntária, utilizando-se a equação a seguir:

$$\text{RMS}_N = \frac{\text{RMS na postura} \times 100}{\text{RMS médio na contração de referência}}$$

Onde:

- RMS_N = Valor de RMS normalizado em cada condição de coleta para cada músculo e para cada voluntária;

- RMS na postura = valor de RMS bruto obtido para cada músculo em cada condição de coleta e individualmente para cada voluntária;
- 100 = constante utilizada para permitir a expressão dos valores em percentual da RMS da contração de referência; e
- RMS médio na contração de referência = média dos valores de RMS obtidos nas três repetições da contração isométrica voluntária de referência para cada músculo e para cada voluntária.

3.4 Procedimentos Estatísticos

O sinal eletromiográfico de cada músculo e os dados baropodométricos representaram as variáveis dependentes deste experimento, enquanto os fatores de exposição foram representados pelo ângulo coxofemoral, com quatro níveis: PB0, PB30, PB40 e PBMÁX e pelo alinhamento postural, com dois níveis: o alinhamento postural natural (PEN e PI30) e o alinhamento postural corrigido (PB0 e PB30).

Foram realizadas as análises descritivas para os dados referentes às variáveis dependentes e a forma da distribuição foi verificada com o teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Uma vez que não foi possível verificar aproximação com a distribuição normal para os dados relacionados ao sinal eletromiográfico, a comparação entre as diferentes posições foi verificada com o uso do teste de Friedman seguido de comparações nos múltiplos níveis de exposição do fator ângulo coxofemoral. Já para as variáveis baropodométricas, visto terem apresentado distribuição normal, foi empregado o teste de ANOVA um critério, para a comparação nos múltiplos níveis, com exceção das variáveis: distribuição de força entre os pés direito e esquerdo e distribuição de força na região do antepé, cujos dados apresentaram heterocedasticidade e padrão de distribuição

diferente da normal, tendo sido usado também neste caso o teste de Friedman. O teste de correlação de Spearman foi aplicado para avaliar a existência de correlação entre as variáveis dependentes considerando os diferentes níveis no referido fator de exposição.

Com respeito ao fator alinhamento postural os níveis PI30 e PB30 foram particularmente comparados entre si, utilizando-se para esta finalidade o teste de Wilcoxon para duas amostras relacionadas, unicamente para o sinal eletromiográfico.

O processamento destas análises foi feito por meio do pacote estatístico Bioestat versão 5.0, considerando-se o nível de significância de 5%, enquanto o programa Prism versão 4.0 foi utilizado para confecção de gráficos e tabelas.

4 RESULTADOS

A amostra foi composta de dez mulheres destras, sem escoliose detectável ao exame clínico e sem sintomas relacionados ao sistema músculo esquelético à época do experimento.

4.1 Caracterização da amostra

A tabela 1 mostra as características identificadas nas voluntárias que compuseram a amostra.

Tabela 1 – Caracterização da amostra segundo variáveis antropométricas, nível de atividade física e extensibilidade da cadeia muscular posterior.

| Voluntárias | Idade (anos) | Massa (Kg) | Estatura (m) | IMC (Kg/m ²) | IPAQ | Teste dedo-solo | | |
|-----------------|-----------------|---------------|-----------------|-----------------------------|------------|-----------------|----------------|----------------|
| | | | | | | DDS (cm) | ATT (graus) | ACF (graus) |
| 1 | 24 | 49 | 1,65 | 18,01 | Sedentária | 22 | 12 | 30 |
| 2 | 25 | 65 | 1,68 | 23,05 | Sedentária | 9 | 12 | 40 |
| 3 | 21 | 54,2 | 1,55 | 22,58 | IA | -1 | 12 | 53 |
| 4 | 21 | 50 | 1,63 | 18,87 | Sedentária | -1 | 11 | 55 |
| 5 | 25 | 52 | 1,62 | 19,85 | Sedentária | 5 | 17 | 30 |
| 6 | 26 | 60 | 1,69 | 21,00 | Sedentária | 0 | 12 | 45 |
| 7 | 20 | 60 | 1,57 | 24,39 | Sedentária | 2 | 15 | 40 |
| 8 | 27 | 54,8 | 1,66 | 19,93 | Sedentária | 4 | 12 | 40 |
| 9 | 23 | 48,5 | 1,62 | 18,51 | IA | 2 | 12 | 44 |
| 10 | 19 | 55 | 1,63 | 21,15 | Sedentária | -3 | 8 | 40 |
| \bar{x} | 23,1 | 54,85 | 1,63 | 20,73 | --- | 3,9 | 12,3 | 41,7 |
| \underline{s} | 2,72 | 5,40 | 0,04 | 2,09 | --- | 7,24 | 2,35 | 8,21 |

IMC: Índice de massa corpórea; IPAQ: International Physical Activity Questionnaire; DDS: distância dedo-solo em cm; ATT: ângulo tibiotarsal em graus; ACF: ângulo coxofemoral em graus (medido entre o eixo longitudinal do osso íliaco e a vertical); IA: irregularmente ativo; \bar{x} : média aritmética; \underline{s} : desvio padrão.

A avaliação da percepção subjetiva de esforço, por meio da escala de Borg antes de cada repetição da postura “bailarina” resultou num escore médio de 1,49 ($\pm 0,61$), apontando que as repetições das posturas foram bem toleradas pelas voluntárias. Nas avaliações em condição estática da postura “bailarina” o

máximo ângulo coxofemoral alcançado variou entre as repetições e entre as voluntárias (tabela 2).

Tabela 2 – Ângulo coxofemoral máximo (em graus) alcançado pelas voluntárias nas avaliações em condição estática da postura “bailarina”.

| Voluntárias | PBMÁX 1 | PBMÁX 2 | PBMÁX 3 | \bar{x} | s |
|-------------|---------|---------|---------|-----------|------|
| 1 | 40 | 45 | 45 | 43,33 | 2,88 |
| 2 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 3 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 4 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 5 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 6 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 7 | 50 | 47 | 50 | 49 | 1,73 |
| 8 | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 |
| 9 | 45 | 45 | 50 | 46,67 | 2,89 |
| 10 | 42 | 45 | 45 | 44 | 1,73 |
| \bar{x} | 47,7 | 48,2 | 49 | 48,3 | --- |
| s | 3,89 | 2,39 | 2,11 | 2,66 | --- |

PBMÁX 1: máxima amplitude alcançada na 1ª repetição da postura “bailarina”; PBMÁX 2: máxima amplitude alcançada na 2ª repetição da postura “bailarina”; PBMÁX 3: máxima amplitude alcançada na 3ª repetição da postura “bailarina”; \bar{x} : média aritmética; s : desvio padrão.

4.2 Sinal Eletromiográfico

A tabela 3 contém as medianas dos valores de RMS_N do sinal eletromiográfico dos quatro músculos investigados em cada uma das condições de coleta.

Tabela 3 – Medianas dos valores de RMS_N do sinal EMG (%) dos músculos gastrocnêmio direito (GD), gastrocnêmio esquerdo (GE), eretor direito (ED) e eretor esquerdo (EE) nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina” e postura ereta natural (PEN).

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX |
|----|-------|-------|-------|-------|-------|
| GD | 11,23 | 12,24 | 24,23 | 25,34 | 23,15 |
| GE | 9,47 | 10,97 | 26,87 | 30,08 | 24,29 |
| ED | 23,42 | 26,76 | 46,37 | 63,75 | 62,70 |
| EE | 13,24 | 17,49 | 45,08 | 53,41 | 51,94 |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁx: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado.

Com relação aos músculos GD e GE a diferença entre as medianas da RMSN do sinal eletromiográfico mostrou significância estatística nas comparações entre as condições de coleta em que o ângulo coxofemoral encontrava-se em 0° (PB0) ou próximo a 0° (PEN) e as condições com fechamento do ângulo coxofemoral, com exceção das comparações entre as condições PB0 e PB40, para o músculo GD e para as condições PEN e PBMÁX, considerando o músculo GE. Os dados sugerem, pois que há uma tendência de aumento da RMSN do sinal eletromiográfico destes músculos a partir do fechamento do ângulo da articulação coxofemoral, embora tal diferença não seja significativa nas comparações entre as condições PB30, PB40 e PBMÁX, bem como nas comparações entre PEN e PB0 (tabela 4).

Tabela 4 – Diferença entre as medianas de RMSN do sinal eletromiográfico (%) dos músculos gastrocnêmio direito (GD), gastrocnêmio esquerdo (GE), na postura ereta natural (PEN) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX | MÚSCULOS |
|--------------|-----|------|--------|--------|--------|-----------|
| PEN | --- | 1.02 | 12.99* | 14.11* | 11.92* | |
| PB0 | | --- | 11.98* | 13.09 | 10.90* | |
| PB30 | | | --- | 1.11 | -1.07 | GD |
| PB40 | | | | --- | -2.18 | |
| PBMÁX | | | | | --- | |
| PEN | --- | 1.49 | 17.39* | 20.60* | 14.81 | |
| PB0 | | --- | 15.89* | 19.10* | 13.31* | |
| PB30 | | | --- | 3.21 | -2.58 | GE |
| PB40 | | | | --- | -5.79 | |
| PBMÁX | | | | | --- | |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; *p<0,05 na comparação entre as condições de coleta observadas no cruzamento da 1ª linha com a 1ª coluna da tabela. Os valores informados, quando negativos, indicam que a mediana da condição de coleta da 1ª linha da tabela é menor que a mediana da condição de coleta indicada na 1ª coluna.

Já para os músculos ED e EE a diferença entre as medianas apresentou significância estatística somente nas comparações entre as condições de

ângulo coxofemoral a 0° (PB0) ou próximo a 0° (PEN) e as condições PB40 e PBMÁX, indicando, do mesmo modo que para os gastrocnêmios, um aumento da RMSN do sinal eletromiográfico destes músculos relacionado ao fechamento da articulação coxofemoral, mas neste caso somente a partir de 40°, embora tal diferença não seja significativa nas comparações entre as condições PB30, PB40 e PBMÁX, bem como também não o é nas comparações entre PEN e PB0 (tabela 5).

Tabela 5 – Diferença entre as medianas de RMSN do sinal eletromiográfico (%) dos músculos eretor direito (ED) e eretor esquerdo (EE) na postura ereta natural (PEN) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX | MÚSCULOS |
|--------------|-----|------|-------|--------|--------|-----------|
| PEN | --- | 3.33 | 18.87 | 40.32* | 39.27* | |
| PB0 | | --- | 15.53 | 36.99* | 35.94* | |
| PB30 | | | --- | 21.45 | 20.40 | ED |
| PB40 | | | | --- | -1.04 | |
| PBMÁX | | | | | --- | |
| PEN | --- | 4.24 | 31.84 | 40.16* | 38.69* | |
| PB0 | | --- | 27.59 | 35.91* | 34.44* | |
| PB30 | | | --- | 8.32 | 6.85 | EE |
| PB40 | | | | --- | -1.47 | |
| PBMÁX | | | | | --- | |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; *p<0,05 na comparação entre as condições de coleta observadas no cruzamento da 1ª linha com a 1ª coluna da tabela. Os valores informados, quando negativos, indicam que a mediana da condição de coleta da 1ª linha da tabela é menor que a mediana da condição de coleta indicada na 1ª coluna.

Com a finalidade de verificar o efeito do alinhamento postural, do contato manual do terapeuta e do padrão respiratório paradoxal, preconizados pelo método RPG sobre a atividade eletromiográfica dos músculos estudados durante a condição de inclinação anterior do tronco no ângulo de 30°, foi feita também uma comparação entre as medianas das RMSN na PB30 e na PI30, onde foi observada diferença estatística somente para os músculos GD e GE. Tais músculos apresentaram maior valor de RMSN na condição PB30, enquanto a

atividade dos músculos eretores não se mostrou influenciada por este nível de inclinação anterior (tabela 6).

Tabela 6 – Medidas de tendência central e de dispersão da RMS_N do sinal eletromiográfico dos músculos gastrocnêmio direito (GD), gastrocnêmio esquerdo (GE), eretor espinhal direito (ED) e eretor espinhal esquerdo (EE) nas condições **PB30** (progressão da postura “bailarina” em ângulo coxofemoral de 30°) e **PI30** (posição de inclinação anterior do tronco sem intervenção do terapeuta num ângulo coxofemoral de 30°).

| | GD | | GE | | ED | | EE | |
|--------------------|---------|------|---------|------|--------|-------|--------|------|
| | PB30 | PI30 | PB30 | PI30 | PB30 | PI30 | PB30 | PI30 |
| Mínimo | 10.0 | 6.0 | 13.0 | 4.8 | 37.4 | 4.1 | 24.8 | 30.4 |
| Máximo | 137.4 | 36.6 | 50.2 | 31.9 | 107.2 | 966.5 | 85.3 | 80.5 |
| Mediana | 24.2 | 19.4 | 26.9 | 20.4 | 46.4 | 41.8 | 45.1 | 41.9 |
| Primeiro Quartil | 21.7 | 15.2 | 17.0 | 18.2 | 40.2 | 34.1 | 34.8 | 35.2 |
| Terceiro Quartil | 29.9 | 23.8 | 33.3 | 25.2 | 69.8 | 53.0 | 56.9 | 52.3 |
| Média Aritmética | 36.5 | 19.9 | 28.2 | 19.6 | 59.9 | 132.5 | 49.0 | 47.0 |
| Desvio Padrão | 36.8 | 8.7 | 13.4 | 8.7 | 26.7 | 293.5 | 19.5 | 17.0 |
| Erro Padrão | 11.6 | 2.7 | 4.2 | 2.7 | 8.4 | 92.8 | 6.2 | 5.4 |
| Wilcoxon (p-valor) | 0.0093* | | 0.0218* | | 0.3329 | | 0.3863 | |

* Teste de Wilcoxon para amostras pareadas; significância estatística nas comparações entre as medianas da RMS_N dos músculos GD e GE nas condições PB30 e PI30

4.3 Variáveis Baropodométricas

Com respeito às variáveis baropodométricas, a distribuição de força entre os pés direito e esquerdo (DF-DE) e área de contato plantar (ACP) não apresentaram variação significativa entre os diferentes ângulos de progressão da postura “bailarina”, enquanto a variável deslocamento do centro de força DCF apresentou diferença estatística somente para o sentido médio-lateral (DCF-ML).

Com respeito a esta variável observa-se diferença estatística somente na comparação entre a condição PB0 e as outras condições, onde o deslocamento do centro de força neste sentido é menor do que em qualquer outra condição (tabela 7).

Tabela 7 – Diferença entre as médias aritméticas da amplitude de deslocamento do centro de força no sentido médio-lateral (**DCF-ML**), medida em cm, na condição de postura ereta natural (PEN) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX |
|-------|-----|--------|-------|-------|-------|
| PEN | --- | -5.40* | -0.70 | -0.60 | -0.80 |
| PB0 | | --- | 4.70* | 4.80* | 4.60* |
| PB30 | | | --- | 0.10 | -0.10 |
| PB40 | | | | --- | -0.20 |
| PBMÁX | | | | | --- |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; * $p < 0,05$ na comparação entre as condições de coleta observadas no cruzamento da 1ª linha com a 1ª coluna da tabela. Os valores informados, quando negativos, indicam que o valor médio da condição de coleta da 1ª linha da tabela é menor que o da condição de coleta correspondente indicada na 1ª coluna.

Com respeito à distribuição de força nas regiões do retopé (DF-RP), mediopé (DF-MP) e antepé (DF-AP) observa-se que a variável DF-RP é influenciada pelo fechamento do ângulo da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina”, onde a partir de 30° de inclinação do tronco há redução da distribuição de força nesta região em comparação às condições em que este ângulo é igual ou próximo a 0° (PB0 e PEN, respectivamente), sendo esta variação estatisticamente significativa (tabela 8).

Tabela 8 – Medidas de tendência central e de dispersão da distribuição da força (%) na região do retopé (**DF-RP**) na condição de postura ereta natural (PEN) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral durante a progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Mínimo | 16.8 | 9.9 | 3.4 | 1.3 | 0.0 |
| Máximo | 31.8 | 32.1 | 26.7 | 27.1 | 24.6 |
| Mediana | 27.4 | 21.0 | 10.6 | 8.2 | 9.6 |
| Primeiro Quartil | 21.7 | 17.1 | 6.4 | 6.1 | 5.8 |
| Terceiro Quartil | 29.3 | 30.1 | 13.3 | 13.7 | 12.0 |
| Média Aritmética | 25.8* | 22.6* | 11.0 | 10.1 | 9.6 |
| Desvio Padrão | 5.1 | 7.6 | 6.7 | 7.5 | 7.3 |
| Erro Padrão | 1.6 | 2.4 | 2.1 | 2.4 | 2.3 |
| Normalidade (p-valor) | 0.3025 | 0.4270 | 0.1840 | 0.2655 | 0.5583 |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; *Diferem de PB30, PB40 e PBMÁX; $p < 0.0001$, ANOVA com *post-hoc* de Tukey.

Diferentemente, na região do médiopé a variação da distribuição de força não se mostrou influenciada pelo ângulo da articulação coxofemoral, uma vez que a variação observada entre os valores obtidos não apresenta significância estatística na comparação entre as condições PB0, PB30, PB40 e PBMÁX. Entretanto, na condição PEN o percentual de força distribuído nesta região é menor que em todos os ângulos de progressão da postura “bailarina”, com exceção da PBMÁX (tabela 9).

Tabela 9 – Medidas de tendência central e de dispersão da distribuição da força (%) na região do médiopé (DF-MP) na condição de postura ereta natural (PEN) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral durante a progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Mínimo | 0.2 | 0.4 | 0.5 | 0.8 | 0.9 |
| Máximo | 4.6 | 12.7 | 11.6 | 12.8 | 11.5 |
| Mediana | 3.3 | 7.9 | 8.0 | 7.1 | 8.4 |
| Primeiro Quartil | 2.4 | 5.2 | 6.2 | 6.2 | 3.9 |
| Terceiro Quartil | 3.7 | 9.6 | 10.6 | 10.0 | 9.4 |
| Média Aritmética | 3.0* | 7.5 | 7.9 | 7.3 | 6.9 |
| Desvio Padrão | 1.3 | 3.7 | 3.3 | 3.6 | 3.5 |
| Erro Padrão | 0.4 | 1.2 | 1.1 | 1.1 | 1.1 |
| Normalidade (p-valor) | 0.4950 | 0.8383 | 0.2440 | 0.8849 | 0.2421 |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; *Difere de PB0, PB30 e PB40; p=0.0082, ANOVA com *post-hoc* de Tukey.

Na região do antepé, por sua vez, observa-se novamente uma influência do fechamento do ângulo de inclinação anterior do tronco sobre a variável distribuição de força, onde o percentual de DF-AP durante as condições de ângulo coxofemoral aberto (PEN e PB0) encontra-se reduzido em comparação às condições de ângulo coxofemoral fechado a partir de 30°. Tal variação, contudo, mostrou-se estatisticamente significativa somente nas comparações entre PEN e as condições PB30, PB40 e PBMÁX (tabela 10).

Tabela 10 – Medidas de tendência central e de dispersão da distribuição da força (%) na região do antepé (**DF-AP**) na condição de postura ereta natural (**PEN**) e nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral durante a progressão da postura “bailarina”.

| | PEN | PB0 | PB30 | PB40 | PBMÁX |
|-----------------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| Mínimo | 13.6 | 10.6 | 17.6 | 16.8 | 14.8 |
| Máximo | 25.0 | 30.9 | 38.9 | 37.2 | 45.9 |
| Mediana | 17.7* | 19.5 | 30.4 | 30.1 | 32.6 |
| Primeiro Quartil | 17.1 | 16.9 | 26.0 | 27.5 | 22.0 |
| Terceiro Quartil | 19.8 | 22.5 | 34.3 | 34.9 | 39.3 |
| Média Aritmética | 18.4 | 20.0 | 29.9 | 29.8 | 31.1 |
| Desvio Padrão | 3.4 | 5.4 | 6.3 | 6.3 | 10.4 |
| Erro Padrão | 1.1 | 1.7 | 2.0 | 2.0 | 3.3 |
| Normalidade (p-valor) | 0.5784 | 0.7510 | 0.7764 | 0.4194 | 0.5498 |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado; *Difere de PB30, PB40 e PBMÁX; $p=0.0031$, Teste de Friedman.

4.4 Correlação entre sinal EMG e força na superfície plantar

O estudo da correlação entre o sinal eletromiográfico de cada músculo investigado e a variável distribuição de força nas regiões do antepé, médio-pé e retropé, durante cada uma das condições de coleta apresentou significância estatística somente para o músculo eretor direito em relação à distribuição de força na região do médio-pé e somente na condição PBMÁX. Observou-se uma correlação positiva e moderada entre tais variáveis, indicando que, exclusivamente na condição PBMÁX, uma maior amplitude do sinal eletromiográfico do eretor direito era moderadamente associado com maior distribuição de força na região do médio-pé (tabela 11).

Tabela 11 – Avaliação da correlação não-paramétrica (Spearman) entre a RMSN do sinal eletromiográfico dos músculos gastrocnêmio direito (GD), gastrocnêmio esquerdo (GE), eretor espinhal direito (ED) e eretor espinhal esquerdo (EE) e a distribuição de força (%) nas regiões do retopé (DF-RP), médio-pé (DF-MP) e antepé (DF-AP), nos diferentes ângulos da articulação coxofemoral na progressão da postura “bailarina”.

| Ângulo | Estatística | DF-RP | DF-MP | DF-AP | Músculos | |
|--------------|-------------|-------|-------|--------|-----------|-----------|
| PB0° | Spearman | -0.13 | 0.45 | 0.37 | GD | |
| | p-valor | 0.73 | 0.19 | 0.29 | | |
| PB30° | Spearman | 0.12 | 0.15 | -0.50 | | |
| | p-valor | 0.75 | 0.68 | 0.13 | | |
| PB40° | Spearman | 0.15 | 0.006 | -0.22 | | |
| | p-valor | 0.68 | 0.99 | 0.53 | | |
| PBMÁX | Spearman | 0.10 | -0.27 | 0.04 | | |
| | p-valor | 0.78 | 0.45 | 0.91 | | |
| PB0° | Spearman | -0.03 | 0.38 | 0.37 | | GE |
| | p-valor | 0.93 | 0.28 | 0.29 | | |
| PB30° | Spearman | 0.52 | 0.03 | -0.31 | | |
| | p-valor | 0.13 | 0.94 | 0.38 | | |
| PB40° | Spearman | 0.28 | -0.48 | -0.20 | | |
| | p-valor | 0.42 | 0.16 | 0.58 | | |
| PBMÁX | Spearman | -0.16 | -0.55 | -0.02 | | |
| | p-valor | 0.65 | 0.10 | 0.96 | | |
| PB0° | Spearman | -0.49 | 0.41 | 0.43 | ED | |
| | p-valor | 0.15 | 0.24 | 0.21 | | |
| PB30° | Spearman | -0.10 | 0.41 | -0.45 | | |
| | p-valor | 0.78 | 0.24 | 0.19 | | |
| PB40° | Spearman | 0.28 | -0.48 | -0.20 | | |
| | p-valor | 0.42 | 0.16 | 0.58 | | |
| PBMÁX | Spearman | -0.10 | 0.67 | 0.12 | | |
| | p-valor | 0.78 | 0.03* | 0.75 | | |
| PB0° | Spearman | -0.28 | 0.37 | -0.27 | | EE |
| | p-valor | 0.40 | 0.29 | 0.45 | | |
| PB30° | Spearman | 0.14 | 0.08 | -0.33 | | |
| | p-valor | 0.70 | 0.83 | 0.35 | | |
| PB40° | Spearman | -0.04 | -0.02 | -0.15 | | |
| | p-valor | 0.91 | 0.96 | 0.68 | | |
| PBMÁX | Spearman | 0.31 | 0.08 | -0.006 | | |
| | p-valor | 0.38 | 0.83 | 0.99 | | |

PB0: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 0° de flexão; PB30: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 30° de flexão; PB40: postura “bailarina” num ângulo coxofemoral equivalente a 40° de flexão; PBMÁX: postura “bailarina” no máximo ângulo de flexão coxofemoral alcançado. (*) p<0,05.

5 DISCUSSÃO

5.1 Análise do sinal eletromiográfico

Os resultados obtidos por meio deste estudo mostraram que nos primeiros 30° de fechamento do ângulo coxofemoral da postura “bailarina” há aumento significativo da atividade eletromiográfica dos músculos eretores espinhais no nível lombar e dos músculos gastrocnêmios em sua porção lateral.

De acordo com Norikin e Levangie (2001), Nordin e Frankel (2003) e Moya, Bertomeu e Broseta (2005) a localização do vetor de força da gravidade atuante sobre o corpo humano em postura ereta, projetando-se ligeiramente anterior ao eixo frontal da articulação tibiotarsal, impõe uma condição de desequilíbrio anterior exigindo, em contraposição, a atuação de músculos posteriores do corpo, dentre os quais os eretores espinhais e os músculos de ação plantiflexora, como os gastrocnêmios.

O momento inicial da postura “bailarina” (aqui identificado como a condição PB0), caracterizando-se por um alinhamento do eixo corporal ainda mais coincidente com a vertical do que aquele visto na postura ereta natural (PEN), demonstrou atividade eletromiográfica dos músculos investigados com sinais de pequena amplitude em comparação àqueles obtidos durante a contração isométrica voluntária de referência, o que constitui um achado concordante com os argumentos de Norikin e Levangie (2001) e Nordin e Frankel (2003), segundo os quais o efeito da gravidade para o desequilíbrio anterior do corpo é diretamente influenciado pelo alinhamento vertical dos segmentos corporais, uma vez que o torque desta força para gerar a queda é tanto menor quanto menor for a distância perpendicular de seu vetor em relação aos eixos de movimento.

Entretanto, e ainda em concordância com a argumentação anterior, assim como em acordo também com a primeira hipótese levantada neste trabalho, a progressão da postura por meio do fechamento do ângulo coxo-femoral (PB30, PB40 e PBMÁX) coincidiu com o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos eretores espinhais e gastrocnêmios, uma vez que a inclinação do tronco, ao projetar anteriormente a massa equivalente aos segmentos corporais superiores, distancia a linha de ação gravitacional dos eixos articulares envolvidos no movimento, assim determinando um aumento, tanto do momento flexor do tronco quanto do momento dorsoflexor do tornozelo, de tal modo resultando em maior solicitação dos músculos de ação antagônica a ambos os movimentos.

Em situações cotidianas a inclinação anterior do tronco a partir de uma postura ereta compõe um grande número de gestos presentes em atividades instrumentais, laborativas, desportivas e de vida diária, motivo pelo qual tem sido alvo de numerosos estudos (Floyd e Silver, 1955; Bobinac-Georgievski e Mufti, 1981; Andersson *et al.*, 1996; LaBry *et al.*, 2004; Colloca e Hinrichs, 2005; Lalanne, Lafond e Descarreaux, 2009; Burnett, 2009; Baird e Emmerik, 2009; Hashemirad, *et al.*, 2009; Lisón-Párraga, 2010; Hendershot, 2011). Contudo, neste contexto funcional, diferentemente da postura “bailarina”, o referido gesto envolve um enrolamento do tronco em direção ao solo enquanto os membros inferiores apresentam-se em apoio plantígrado, em extensão de joelhos e flexão coxofemoral, com o tronco flexionado aproximando-se anteriormente da coxa (Floyd e Silver, 1955; Andersson *et al.*, 1996; Sarti *et al.*, 2005; Hashemirad, *et al.*, 2009).

De modo semelhante ao que foi encontrado no presente estudo com respeito à postura “bailarina”, o gesto de inclinação anterior também se caracteriza por uma tendência de queda em flexão e deste modo, a necessidade de ativação dos músculos eretores do tronco nesta condição tem sido investigada desde a segunda metade do século passado. Entretanto, já em 1955, Floyd e Silver demonstraram que o aumento da atividade eletromiográfica de superfície destes músculos ocorre tão somente na fase inicial da flexão do tronco, sendo então seguido de uma progressiva redução desta atividade até alcançar a condição de relaxamento dos músculos na amplitude final de flexão, constituindo o que é vastamente conhecido como o fenômeno de flexão-relaxamento.

A compreensão deste fenômeno é facilitada pelo conceito proposto por Panjabi (1992), segundo o qual a estabilização espinhal é garantida não somente por tensões musculares, mas por uma interação coordenada entre a tensão de deformação de elementos osteoligamentares e as ações musculares, cabendo ao controle neural o papel de coordenar o recrutamento do sistema ativo em condições em que os elementos passivos ainda não se encontrem em sua máxima capacidade de deformação.

De acordo com Colloca e Hinrichs (2005) o relaxamento dos músculos eretores espinhais na amplitude final de flexão do tronco indica, portanto um aumento da participação de estruturas passivas no suporte de carga em função de ter sido alcançado o limite de deformação dos tecidos moles posteriores, impedindo um deslocamento adicional e permitindo uma redução da atividade muscular.

Os achados obtidos na presente investigação da postura “bailarina” são concordantes com a descrição da fase inicial do fenômeno de flexão-relaxamento. Contudo, a redução da atividade dos músculos eretores espinhais não foi obser-

vada neste estudo, mesmo na máxima angulação de flexão coxofemoral alcançada pelas voluntárias (PB_{MÁX}), o que pode ser justificado pela manutenção do tronco ereto na evolução da postura “bailarina”, ao contrário do enrolamento do tronco, característico do gesto de inclinação anterior.

Considerando-se por tal enrolamento o somatório da flexão de cada segmento vertebral sobre seu subjacente (Béziers e Piret, 1992; Busquet, 2001), sua admissão no gesto de inclinação anterior teria por efeito permitir o relaxamento dos músculos extensores ao final da amplitude do movimento, enquanto, no caso da postura “bailarina”, o alinhamento neutro das curvaturas vertebrais durante tal inclinação, não seria possível senão através de uma permanente ativação dos músculos eretores.

Entretanto, é importante ressaltar também que, ao contrário do que seria em princípio esperado, a partir de PB₃₀ o progressivo aumento da inclinação anterior do tronco na evolução para PB₄₀ e daí para PB_{MÁX} não foi acompanhado de um aumento estatisticamente significativo da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios e eretores espinhais, o que talvez resulte da influência do alongamento imposto aos referidos músculos na evolução da postura, uma vez que, conforme Herzog (1998) e Garner *et al.* (2008), a produção de tensão por um músculo que se encontra em condição de comprimento aumentado é otimizada pela contribuição passiva dos seus componentes elásticos.

Considerando ainda o conceito de eficiência neuromuscular (DeVries, 1968 *apud* Larivière *et al.*, 2002), segundo o qual um músculo em boas condições para produção de força numa dada tarefa exige um recrutamento de menor número de unidades motoras pelo sistema nervoso central (SNC), é possível que o deslocamento de massa decorrente da inclinação anterior do tronco com varia-

ção angular aproximada de 10° entre uma condição de coleta e sua subsequente tenha sido contraposto pelo efeito de alongamento dos músculos envolvidos, resultando em melhor condição de produção de tensão e portanto reduzindo a necessidade de ativação de unidades motoras adicionais. Todo o exposto acima poderia então explicar o fato de que a partir de PB30 a atividade eletromiográfica dos músculos investigados se mantenha constante.

Em outro aspecto, embora a comparação da progressão da postura “bailarina” com o gesto de inclinação anterior do tronco seja pertinente em função da semelhança em relação ao deslocamento de importante massa corporal em sentido de queda anterior, é indispensável atentar para as peculiaridades da postura “bailarina” relacionadas às exigências de alinhamento dos segmentos corporais que incluem, além da rigorosa manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, uma redução da área correspondente à base de sustentação em função da aproximação entre os pés e a condição de rotação lateral das coxas sobre os joelhos mantidos o mais próximo possível da posição neutra de extensão.

Todo este alinhamento sendo permanentemente solicitado pela ação manual e comando verbal do terapeuta, exige correção ativa da voluntária para cada desalinhamento observado na progressão. Aliado a isso, o padrão respiratório dito paradoxal utilizado durante a postura exige a manutenção da caixa torácica em posição expiratória, com inspirações curtas, decorrentes apenas da descida do diafragma, e movimento expiratório prolongado, com intenção de aumentar a descida do esterno e dos arcos costais, contribuindo assim para o alongamento ativo dos músculos inspiratórios (Souchard, 2001).

Tais características em conjunto adicionam diferenças entre a progressão desta postura e o gesto espontâneo de inclinação anterior, o que poderia resultar em diferenças também no padrão de ativação dos músculos investigados, conforme hipótese proposta no início deste estudo. A comparação feita neste experimento entre a condição PB30 (evolução da postura “bailarina” a 30° de inclinação do tronco) e a condição PI30 (posição de inclinação anterior do tronco ereto a 30°, de forma espontânea e sem intervenção manual do terapeuta) mostrou maior amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos gastrocnêmios na condição PB30, sugerindo que o alinhamento adotado para os segmentos corporais, somado ao padrão respiratório paradoxal e às exigências de ajuste postural dadas pelo contato manual do terapeuta, resulta em maior ativação destes músculos, enquanto a atividade dos músculos eretores espinhais não se mostrou influenciada por este fator.

Já na comparação entre a PEN e a PB0, ambas condições em que o tronco encontra-se alinhado verticalmente, sendo porém em atitude espontânea na primeira e em condição de correção, conforme descrição acima, para a segunda, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada na atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios, nem dos eretores espinhais, permitindo inferir que apenas a aplicação dos princípios do método na postura estudada não altera o padrão de ativação dos músculos investigados.

5.2 Análise das informações baropodométricas

5.2.1 OSCILAÇÃO DO CENTRO DE FORÇA

Em outro aspecto, com respeito aos dados obtidos a partir da instrumentação de baropodometria, observou-se deslocamento do centro de força nas direções ântero-posterior (DCF-AP) e médio-lateral (DCF-ML) em todas as condi-

ções de coleta, incluindo a postura ereta sem intervenção do terapeuta (PEN), confirmando a afirmação de Perry (2005) segundo a qual o corpo humano ereto nunca se encontra em equilíbrio perfeito, uma vez que há permanentes demandas mecânicas sobre ele, incluindo como fonte de perturbação interna os batimentos cardíacos e os movimentos respiratórios.

Na comparação entre as variáveis DCF-AP e DCF-ML foi observado, em todas as coletas, maior deslocamento do centro de força no sentido ântero-posterior, o que é possivelmente explicado pelo fato de que a base de suporte em postura ereta apresenta maior dimensão no sentido médio-lateral que no sentido ântero-posterior, de forma que os músculos são possivelmente solicitados com maior intensidade para controlar o risco de desequilíbrio sagital, produzindo assim oscilações corporais mais amplas neste sentido.

Entretanto, na progressão da postura “bailarina” tais oscilações mantiveram-se sem diferenças estatisticamente significantes, indicando que a projeção anterior do tronco, ainda que associada a um alinhamento postural corrigido e a um padrão respiratório paradoxal, ambas condições pouco habituais às voluntárias, além das demandas provocadas pela ação manual da terapeuta, não interferiram com a amplitude das oscilações do centro de força, apesar da alteração da posição da linha de ação da gravidade no interior da base de suporte resultante da inclinação do tronco, mesmo na $PB_{MÁX}$. Observou-se, no entanto que na PB_0 as oscilações em sentido médio-lateral sofreram uma redução em comparação à PEN, assim como em comparação a todos os ângulos subsequentes de progressão da postura “bailarina”.

Segundo Norkin e Levangie (2001), os desalinhamentos posturais resultam em distanciamento dos segmentos corporais em relação ao eixo de

sustentação, aumentando assim a exigência de atividade muscular para contrapor as tendências de desequilíbrio. Considerando este argumento, é possível que o alinhamento corporal característico da postura “bailarina” imposto às voluntárias na condição PBO tenha aproximado os segmentos do referido eixo de suporte reduzindo as oscilações corporais. No entanto este argumento não seria suficiente para esclarecer o fato de que tal redução tenha sido observada somente em sentido médio-lateral, uma vez, inclusive, que as correções impostas ao alinhamento postural sejam mais evidentes no plano sagital que no plano frontal.

5.2.2 ÁREA DE CONTATO PLANTAR

Como outra variável investigada, a área de contato do pé com a plataforma (ACP) poderia estar relacionada diretamente à área correspondente à base de suporte, apontada como importante fator para a estabilidade corporal. Com respeito a tal variável não houve diferença significativa entre as condições de coleta e, visto que ao longo da evolução de cada repetição da postura “bailarina” não houve mudança do posicionamento dos pés, é correto dizer que a base de suporte não sofreu variação ao longo da progressão de uma repetição da postura, permitindo inferir que as alterações nas demandas externas sobre o corpo caracterizaram-se mecanicamente apenas pelo deslocamento da linha de ação da gravidade em sentido anterior no interior da base de suporte.

5.2.3 DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA NA SUPERFÍCIE PLANTAR

A distribuição da força sobre as superfícies plantares direita e esquerda (DF-DE) apresentou-se assimétrica em 100% das voluntárias e em todas as condições de coleta. Tais achados, quando referentes à condição PEN especificamente, uma vez mais encontram confirmação nos argumentos de Perry (2005), que descreve esta característica como uma regra e não uma exceção para indi-

víduos adultos e saudáveis, posto que em postura ereta espontânea e em repouso o vetor da ação da gravidade sobre o corpo seria deslocado cerca 0,6 cm da linha média, de modo a que haja, obrigatoriamente, assimetria do percentual de força distribuída entre os pés. Entretanto, a autora descreve o referido deslocamento sempre em direção ao lado direito, enquanto os achados obtidos neste estudo indicam assimetria de distribuição de força tanto em direção ao lado esquerdo quanto ao lado direito.

Todavia, não foi percebido nenhum padrão de variação desta variável na progressão da postura “bailarina”, sugerindo que a simetria de descarga de peso entre os pés direito e esquerdo não foi influenciada pela inclinação anterior do tronco, o que, embora contrário a uma das hipóteses levantadas no início deste estudo, é também compreensível a considerar o fato de que a progressão desta postura modifica a demanda mecânica de forma mais acentuada no sentido sagital que no sentido frontal.

Por este aspecto compreende-se ainda o achado relacionado à distribuição da força nas regiões do retropé, mediopé e antepé, em que nas condições de coleta caracterizadas por um ângulo coxofemoral próximo a uma posição de extensão (PEN e PB0) a distribuição de força foi maior no retropé, enquanto nas condições de flexão coxofemoral o maior percentual de força foi distribuído na região do antepé, sendo pois, condizente com os argumentos de Moya, Bertomeu e Broseta (2005), que relacionam a localização da linha de ação da gravidade na base de suporte com o posicionamento das massas corporais em relação ao eixo de sustentação, confirmando-se então o entendimento de que o deslocamento de massa em direção anterior a partir da inclinação do tronco resulta, dentre outros eventos, em redução da descarga de peso na parte

posterior da base de suporte e aumento desta mesma descarga em pontos mais próximos dos limites anteriores da base.

É importante ainda considerar que, dada a tendência de desequilíbrio anterior numa condição de inclinação do tronco a partir da postura ereta, uma estratégia possivelmente adotada pelo sujeito para evitar a queda para frente seria uma tentativa de reequilíbrio de massas corporais em torno de um ponto de apoio, de tal modo que, a partir dos pés fixos ao solo o sujeito, ao inclinar o tronco à frente, projetaria progressivamente a pelve para trás, produzindo assim um movimento de flexão plantar do tornozelo em cadeia fechada que resultaria na abertura do ângulo tibiotarsal (Santos, 2005).

A adoção desta estratégia durante uma aplicação da postura “bailarina”, consistindo de um mecanismo de compensação decorrente da resistência contra o alongamento apresentada pelos tecidos moles e músculos componentes da cadeia posterior, deve ser controlada na evolução da postura pela ação manual do terapeuta a fim de assegurar a efetividade do trabalho de reequilíbrio postural empregado, mas ao mesmo tempo constitui em um fator adicional de demanda mecânica para o desequilíbrio anterior.

Neste estudo a metodologia adotada incluiu um artifício para assegurar que a compensação em abertura do ângulo tibiotarsal seria restrita a no máximo 10° além dos 90° equivalentes à posição vertical da tibia sobre o tálus horizontal. Pode-se inferir, portanto, que em função do impedimento para a projeção da pelve em direção posterior, mesmo na vigência de resistência ao alongamento dos tecidos moles do aspecto posterior dos membros inferiores, o efeito acentuado do deslocamento anterior do centro de força tenha promovido uma força de tração

vertical sobre o calcâneo, contribuindo para a redução da distribuição da força no retropé.

Na região do mediopé, por sua vez, a distribuição de força não se mostrou influenciada pelo ângulo da articulação coxofemoral, sendo, porém observado que o percentual de distribuição de força nesta região em todos os ângulos de progressão da postura “bailarina” foi sempre significativamente maior que na PEN, o que sugere que a aplicação dos princípios do método RPG durante a postura investigada tenha exercido importante influência sobre a distribuição de força nesta região.

Porém, dentre os referidos princípios, o alinhamento dos segmentos corporais, em particular dos membros inferiores, possivelmente desempenhou papel crucial neste achado, uma vez que segundo Kapandji (2000), Khamis e Yizhar (2007) e Pinto *et al.* (2008), o posicionamento da tíbia em rotação medial ou lateral nas condições de carga influencia diretamente no ajustamento do pé à superfície de contato, onde a tíbia em rotação medial promove um aumento da distribuição da carga correspondente ao peso corporal sobre o bordo medial do pé, predispondo a uma pronação subtalar e a um aplainamento do arco longitudinal medial. Contrariamente, a posição de rotação lateral favorece a distribuição de carga no bordo lateral, ao mesmo tempo promovendo uma tendência à supinação do retropé e elevação do arco longitudinal medial.

Considerando, pois, que o alinhamento corporal aplicado às voluntárias, já no início da postura “bailarina”, induzia a um padrão de rotação lateral dos membros inferiores a partir de um posicionamento de ligeira flexão dos joelhos, é possível que o aumento da distribuição da força no bordo lateral do pé, resultante da rotação tibial, tenha contribuído para o aumento do percentual de

força distribuída no mediopé, tendo em vista sua localização predominantemente lateral.

Ademais, embora não tenha sido observado aumento da área de contato dos pés com o solo a partir do alinhamento descrito acima para os membros inferiores, mesmo na comparação entre PEN e PB0, uma maior distribuição de força no bordo lateral do pé somada a um comando verbal de aproximação voluntária entre os calcâneos direito e esquerdo (reforçado ao longo de toda a evolução da postura) talvez tenha resultado em maior fixação dos pés à superfície de apoio, o que pode ter contribuído para a redução das oscilações do centro de força no sentido médio-lateral observado neste estudo.

5.3 Correlação entre o sinal EMG e a força na superfície plantar

O estudo de correlação entre o sinal eletromiográfico dos músculos investigados e a distribuição de força nas regiões de retropé, médio-pé e antepé não mostrou significância estatística, senão para a atividade do músculo eretor direito em relação à distribuição de força na região do médio-pé, e ainda assim tão somente na condição PBMÁX. Tendo em vista, porém, o grande número de outros dados em que tal correlação mostrou-se inexistente, é possível que este achado isolado seja apenas de caráter eventual.

De tal modo é possível considerar que a distribuição de forças na superfície plantar durante a evolução da postura “bailarina” não seja diretamente relacionada ao padrão de ativação dos músculos eretores espinhais nem dos músculos gastrocnêmios. Apesar da contestação que tal afirmativa representa para uma das hipóteses levantadas no início deste estudo, a compreensão do funcionamento de um sistema de baropodometria torna-a justificável.

Ocorre que as forças distribuídas na superfície da plataforma de pressão resultam não apenas dos deslocamentos de massas corporais, como também do somatório de todas as contrações musculares produzidas no corpo do sujeito no momento do registro do filme, seja como resposta às demandas externas a fim de manter o equilíbrio corporal, seja para a execução de tarefas motoras, onde cada contração muscular teria maior ou menor efeito de novos deslocamentos de massas, influenciando assim a relação dos segmentos com a base de apoio e, portanto, a interação dos pés com a plataforma (Nordin e Frankel, 2003; Scholz *et al.* 2007; Freitas e Duarte, 2010).

No caso da postura “bailarina”, a tarefa motora mais evidente solicitada a todas as voluntárias corresponde à inclinação anterior do tronco, permitindo no aspecto puramente mecânico ligado a tal inclinação, que a atividade dos músculos investigados e a distribuição de forças na superfície plantar preservem, cada um de forma isolada, certo padrão de semelhança para todos os sujeitos. Todavia, além desta tarefa de inclinação do tronco, as voluntárias eram solicitadas a manter um alinhamento postural também padrão, preconizado pelo método, em contraposição aos desalinhamentos posturais que são individuais, demandando para tanto ações musculares distintas em cada caso (Bankoff *et al.*, 2006; Scholz, 2007; Freitas e Duarte, 2010).

Além disso, as exigências relacionadas ao padrão respiratório paradoxal e à ação manual do terapeuta, de modo particular a cada voluntária, também resultam em diferentes padrões de recrutamento, tanto dos quatro músculos aqui investigados quanto de todos os outros que compõem o sistema músculo esquelético. De todo o exposto resulta que a interação das superfícies plantares de cada voluntária com a plataforma durante o experimento provavelmente sofreu

outras influências além da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios e eretores espinhais, de modo que neste caso, uma variável não pode ser diretamente relacionada à outra.

5.4 Implicações clínicas

Uma das principais características do método RPG é a sua intervenção sob a forma de alongamento muscular ativo e global, estando presente na aplicação de cada uma das posturas empregadas. Os achados obtidos no presente estudo vêm confirmar o caráter ativo do alongamento imposto pela postura “bailarina” aos músculos gastrocnêmios e eretores espinhais, uma vez que durante toda a aplicação da postura houve registros de atividade eletromiográfica para os referidos músculos.

Porém, esta atividade pode ser considerada de baixa intensidade ao longo de toda a evolução da postura, mas principalmente num nível inicial em que o tronco ainda se encontra alinhado com a vertical e onde, neste estudo, a amplitude dos sinais eletromiográficos não apresentou diferença estatística em relação aos registrados na postura ereta natural.

A inclinação anterior do tronco a partir desta posição ereta, contudo, exige algum aumento da atividade dos músculos investigados demandando, portanto, maior esforço do indivíduo na execução da postura neste momento, assim como também mais habilidade do terapeuta em sua condução. Tal aumento, entretanto é observado somente até aproximadamente os primeiros 30° de fechamento do ângulo coxofemoral, quando a partir de então a amplitude do sinal eletromiográfico se mantém constante.

Disto resulta que o alto grau de dificuldade comumente atribuído à execução da postura bailarina pode ser menos relacionado ao trabalho muscular

necessário ao controle do torque para a queda anterior do corpo, do que ao esforço em manter o rigoroso alinhamento postural durante o alongamento de toda a cadeia posterior, indicando ser esta uma postura de execução segura, ao menos no que se refere ao esforço exigido, principalmente dos músculos eretores espinhais.

Noutro aspecto, o significativo aumento da distribuição de força na região do antepé que acompanha a inclinação anterior do tronco na evolução da postura aponta a forte tendência em se perder a fixação do calcâneo ao solo e, portanto em reduzir o esperado efeito da postura sobre o alongamento da cadeia muscular posterior, particularmente, neste caso, dos músculos flexores plantares. Justifica-se assim a forte recomendação em se manter o controle sobre este parâmetro na evolução da postura, seja por meio de ação manual do terapeuta, seja por meio do comando verbal direcionado ao indivíduo.

O registro das oscilações do centro de força mostrou também neste estudo, que o fechamento do ângulo coxofemoral isoladamente não influenciou a estabilidade postural, sugerindo que indivíduos com controle postural suficiente para se manter em posição ereta, sem nenhum fator limitante do gesto de inclinação anterior do tronco, seriam também aptos a executar esta postura, uma vez que nenhuma diferença significativa na oscilação do centro de força foi percebida entre a postura ereta natural e a evolução da postura “bailarina”.

Ademais, o presente estudo contribui para uma compreensão da postura investigada sob o ponto de cinesiológico, fornecendo dados que poderão ser úteis tanto para a discussão de resultados obtidos em estudos futuros relacionados ao tema como para a prática clínica.

5.5 Limitações do estudo

O registro do sinal eletromiográfico exclusivamente dos músculos eretores espinhais e gastrocnêmios laterais não responde a todos os questionamentos referentes ao padrão de ativação da cadeia muscular ao longo da postura. Entretanto, a restrição de número de eletrodos do eletromiógrafo limitou a investigação de maior número de músculos envolvidos na postura estudada inclusive pela necessidade de uma análise bilateral. Assim, novos estudos são necessários para a investigação de outros músculos da cadeia posterior como, por exemplo, os gastrocnêmios mediais e aqueles que compõem o grupo dos isquiotibiais.

6 CONCLUSÃO

Os dados obtidos no presente estudo permitem afirmar que na progressão da postura “bailarina” do método RPG, quando aplicada em mulheres jovens e saudáveis, há um aumento da atividade eletromiográfica dos músculos eretores espinhais no nível lombar e dos músculos gastrocnêmios, em sua porção lateral, nos primeiros 30° de fechamento do ângulo coxofemoral, quando, a partir de então, a amplitude do sinal eletromiográfico dos referidos músculos permanece constante.

Sob as mesmas condições descritas, há ainda uma redução da distribuição de força na região do retopé e simultâneo aumento na região do antepé, não havendo correlação entre esta variável e a atividade eletromiográfica dos músculos eretores espinhais e gastrocnêmios.

Além disso, o fechamento do ângulo da articulação coxofemoral, na evolução da postura “bailarina” não influencia a área de contato dos pés com a plataforma nem tampouco a oscilação do centro de força.

REFERÊNCIAS¹

Amadio AC, Serrão JC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. Rev. Bras. Educ. Fís. Esp. 2007; 2: 61-85.

Andersson EA, Oddsson LIE, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the Quadratus lumborum and the erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. Clin Biomech 1996; 11: 392-400.

Ayres M, Ayres JR, AYRES DL, SANTOS AS. BioEstat 5.0: Aplicações estatísticas nas área de Ciências Biológicas e Médicas. Belém: Sociedade Civil Mamirauá, MCT – CNPq, Conservation International, 2007.

Baird JL, Van Emmerik REA, Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. Clinl Biomech 2009; 24 (10): 826-832

Bankoff ADP, Campelo TS, Schmidt A, Ciol P, Zamai CA. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. Mov & percep. 2006; 6(9): 55-70.

Béziers MM, Piret S. A coordenação motora: aspecto mecânico da organização psicomotora do homem. 2. ed. São Paulo: Summus, 1992.

Bobinac-Georgievski A, Mufti O. Electromyographic activity in erector spinae muscles during body bending movements in patients with low back pain. Electr and Clinl Neuroph 1981; 52(3):146

Borges BLA. Flexibilidade de atletas de basquetebol submetidos à postura “em pé com inclinação anterior” do Método de Reeducação Postural Global (RPG). R. bras. Ci e Mov. 2006; 14(4): 39-46.

Bricot B. Posturologia. 2 ed. São Paulo: Ícone, 2001.

Brooks PM. The Burden of Musculoskeletal Disease – a global perspective. Clin Rheumatol. 2006; 25: 778-81.

¹ Baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo de Vancouver; 2005. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Brunetto AF, Paulin E, Yamagutti WPS. Comparação entre a escala de Borg modificada e a escala de Borg modificada análogo visual aplicadas em pacientes com dispnéia. *Rev Bras Fisiot.* 2002 6: 41-45.

Burnett A, O'Sullivan P, Carneiro JP, Krug R, Bochmann F, Helgestad GW. An examination of the flexion-relaxation phenomenon in the cervical spine in lumbo-pelvic sitting. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(4): 229-236.

Busquet L. As cadeias musculares: tronco, coluna cervical e membros superiores. vol. 1. Belo Horizonte: Skin, 2001.

Carr J, Shepherd R. Ciência do movimento: fundamentos para fisioterapia na reabilitação. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

Cittone JM. Méthode Mézières. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 26-085-A-10, 1999, 7 p.

Coelho L. O método Mézières ou a revolução na ginástica ortopédica: o manifesto anti-desportivo ou a nova metodologia de treino. *Motri.* 2008; 4(2): 21-39.

Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther* 2005; 28(8): 623-31.

Cunha ACV, Burke TN, França FJR, Marques AP. Effect of Global Posture Reeducation and of Static Stretching on to Pain, Range of Motion, and Quality of Life in Women with Chronic Neck Pain: a random clinical trial. *Clinics.* 2008; 63: 763-70.

Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L: Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine* 2006, 31:698-704

De Luca CJ The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2): 135-163.

Durward BR, Baer GD, Rowe PJ. Movimento funcional humano: mensuração e análise. São Paulo: Manole, 2001.

Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

Floyd WF, Silver PHS, The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J. Physiol.* 1955; 129: 184-203.

Freitas SM, Duarte M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(3): 183-92.

Freitas RLB. Plataforma de força para aplicações biomédicas [Dissertação]. Ilha Solteira: UNESP, 2008.

Garner JC, Blackburn T, Weimar W, Campbell B. Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18: 466–471.

Guedes DP, Lopes CC, Guedes JERP. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física em adolescentes. *Rev Bras Med Esporte.* 2005; 11(2): 151-8

Guiro R, Forti F, Bigaton D. Proposal for electrical insulation of the electromyographic signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2006; 46: 391-99.

Hall CM, Brody LT. Exercício Terapêutico na Busca da Função. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

Hashemirad F, Talebian S, Hatef B, Kahlaee AH. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion–extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19: 746–53.

Hendershot B, Bazrgari B, Muslim K, Toosizadeh N, Nussbaum MA, Madigan ML. Disturbance and recovery of trunk stiffness and reflexive muscle responses following prolonged trunk flexion: Influences of flexion angle and duration. *Clin biomech* 2011; 26(3):250-256.

Herzog, W. History dependence of force production in skeletal muscle: a proposal for mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998; 8:111-117.

Kapandji AI. Fisiologia Articular. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2000.

Kendall FP. Músculos: provas e funções. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.

Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*. 2007; 25: 127–134.

LaBry R, Sbriccoli P, Zhou B-H, Solomonow M. Longer static flexion duration elicits a neuromuscular disorder in the lumbar spine. *J Appl Physiol*. 2004; 96: 2005–2015.

Lalanne K, Lafond D, Descarreaux M. Modulation of the flexion-relaxation response by spinal manipulative therapy: a control group study. *J Manipul Physiol Ther*. 2009; 32:203-209.

Larivière C, Arsenault B, Gravel D, Gagnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R. Electromyographic Assessment of Back Muscle Weakness and Muscle Composition: Reliability and Validity Issues. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83: 1206-1214.

Lisón-Párraga JF, Biviá-Roig G, Rubio-López AC, Pascual-Millán F, Riveiro-Ferreira N, Vera-García FJ. Efectos del estiramiento isquiotibial sobre el patrón de activación muscular del *erector spinae* durante la flexoextensión de tronco. *Fisioterapia* 2010; 32(4): 165-171

Maluf SA, Moreno BGD, Crivello O, Cabral CMN, Bortolotti G, Marques AP. Global Postural Reeducation and static stretching exercises in the treatment of myogenic temporomandibular disorders: A randomized study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2010; 33(7): 500-07.

Moreno MA, Catai AM, Teodori RM, Borges, BLA; Cesar MC, Silva E. Efeito de um programa de alongamento muscular pelo método de Reeducação Postural Global sobre a força muscular respiratória e a mobilidade toracoabdominal de homens jovens sedentários. *J Bras Pneumol*. 2007; 33(6): 679-686.

Moya MFP, Bertomeu JMB, Broseta MJV. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitación*. 2005. 39(6): 315-23.

Nordin M, Frankel, VH. Biomecânica básica do sistema músculo-esquelético. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

Norkin CC, Levangie PK. Articulações: estrutura e função. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

Nusbaum L, Natour J, Ferraz MB, Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire - Brazil Roland-Morris. *Braz J Med Biol Res.* 2001; 34(2): 203-210.

Orlin MN, Mcpoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther.* 2000; 80:399-409.

Panjabi MM. The stabilizing system of the spine, part I: function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992; 5: 383–9.

Perret C, Poiraudreau S, Fermanian J, Colau LMM, Benhamou MAM, Revel M. Validity, Reliability, and Responsiveness of the Fingertip-to-Floor Test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82: 1566-1570.

Perry J. *Análise de Marcha: marcha normal.* vol. 1. São Paulo: Manole, 2005.

Pinto, RZA, Souza, TR, Trede, RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy* 2008; 13: 513–19

Rasch PJ. *Cinesiologia e anatomia aplicada.* 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1991.

RESOLUÇÃO CNS 196/96 - Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas envolvendo Seres Humanos. Brasília: Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), Conselho Nacional de Saúde [acesso 2009 Dez 02]. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/comissao/conep/resolucao.html>

Rocha EST, Pedreira ACS. Problemas ortopédicos comuns na adolescência. *Jornal de Pediatria.* 2001; 77(2): 225-233.

Rosário JLP, Sousa A, Cabral CMN, João SMA, Marques AP. Reeducação postural global e alongamento estático segmentar na melhora da flexibilidade, força muscular e amplitude de movimento: um estudo comparativo. *Fisioterapia e Pesquisa,* 2008; 15(1): 12-8.

Santos A. *Diagnóstico Clínico Postural: um guia prático.* 4. ed. Summus: São Paulo, 2005.

Sarti MA, Molina J, Pamblanco MA, Lisón JF, Sánchez D. Patrón de activación del músculo erector spinae en dos ejercicios de fortalecimiento lumbar. *European Journal of Human Movement*. 2005; 14: 53-63.

SENIAM Project - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles [homepage na internet]. Enschede: Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union [acesso 2009 Dez 02]. Disponível em: <http://www.seniam.org>

Scholz JP, Schöner G, Hsu WL, Jeka JJ, Horak F, Martin V. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Exp Brain Res* 2007; 180: 163–179.

Soderberg GL, Knutson LM. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Phys Ther*. 2000; 80(5): 485-498.

Souchard PE. *Reeducação Postural Global*. São Paulo: Icone, 2001.

_____. *Fundamentos da reeducação postural global: princípios e originalidade*. São Paulo: É realizações, 2009.

Teodori RM, Moreno MA, Fiore Junior JF, Oliveira ACS. Alongamento da Musculatura Inspiratória por Intermédio da Reeducação Postural Global (RGP). *Rev. bras. fisioter*. 2003; 7(1): 65-70.

Vivolo FZ, Rosário JLP, Marques AP. Alongamento Muscular Global E Segmentar: Um Estudo Comparativo Em Adultos Jovens. In: X Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2003, Belo Horizonte. *Anais do 10º Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de Biomecânica. 2003; 2: 235-239.

Wolf AD, Pflieger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 2003; 81(9): 646-656.



CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "**Estudo cinesiológico da postura "em pé com inclinação anterior" do método de reeducação postural global (RPG)**", sob o protocolo nº. **77/09**, da Pesquisadora **Profª. Drª. Rosana Macher Teodori** está de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title "**Kinesiology study of "standing forward tilt" by global postural reeducation method"**", protocol nº. **77/09**, by Researcher **Profª Drª Rosana Macher Teodori** is in agreement with the Resolution 196/96 from Conselho Nacional de Saude/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Piracicaba, SP, Brazil, 15, december, 2009.

Prof. Dr. Cesar Romero Amaral Vieira
Coordenador CEP - UNIMEP

ANEXO 02



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA VERSÃO CURTA

ORIENTAÇÕES:

- As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana.
- As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim.
- Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo.
- Para responder as questões lembre que:
 - Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
 - Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal
- Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

Obrigada pela participação

Nome: _____ Data: ____/____/____

- 1.** Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?
 ____ dias por semana Nenhum
- 1b** Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?
 ____ horas e ____ minutos
- 2.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR, NÃO INCLUA CAMINHADA**)
 ____ dias por semana Nenhum
- 2b.** Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?
 ____ horas e ____ minutos
- 3.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.
 ____ dias por semana Nenhum
- 3b** Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?
 ____ horas e ____ minutos

| CAMINHADA | | ATIV. MODERADA | | ATIV. VIGOROSA | | CLASSIFICAÇÃO |
|-----------|---|----------------|---|----------------|---|---------------|
| F | D | F | D | F | D | |
| | | | | | | |

ANEXO 03**QUESTIONÁRIO ROLAND – MORRIS VERSÃO
PORTUGUÊS – BRASIL****INSTRUÇÕES:**

- Esta lista possui algumas frases que as pessoas têm utilizado para se descreverem quando sentem dores nas costas.
- Ao ouvir a lista pense em você na maior parte do tempo nos últimos 03 meses.
- Quando você ouvir uma frase que descreve você nos últimos 03 meses, responda **sim**.
- Se a frase não descreve você neste período, então responda **não** e siga para a próxima frase.

Frases:

1. Fico em casa a maior parte do tempo por causa de minhas costas.
 Sim Não
2. Mudo de posição frequentemente tentando deixar minhas costas confortáveis.
 Sim Não
3. Ando mais devagar que o habitual por causa de minhas costas.
 Sim Não
4. Por causa de minhas costas eu não estou fazendo nenhum dos meus trabalhos que geralmente faço em casa.
 Sim Não
5. Por causa de minhas costas, eu uso o corrimão para subir escadas.
 Sim Não
6. Por causa de minhas costas, eu me deito para descansar mais frequentemente.
 Sim Não
7. Por causa de minhas costas, eu tenho que me apoiar em alguma coisa para me levantar de uma cadeira normal.
 Sim Não
8. Por causa de minhas costas, tento conseguir com que outras pessoas façam as coisas por mim.
 Sim Não
9. Eu me visto mais lentamente que o habitual por causa de minhas costas.
 Sim Não
10. Eu somente fico em pé por períodos curtos de tempo por causa de minhas costas.
 Sim Não
11. Por causa de minhas costas evito me abaixar ou me ajoelhar.
 Sim Não
12. Encontro dificuldades em me levantar de uma cadeira por causa de minhas costas.
 Sim Não

Frases:

13. As minhas costas doem quase que o tempo todo.
 Sim Não
14. Tenho dificuldade em me virar na cama por causa das minhas costas.
 Sim Não
15. Meu apetite não é muito bom por causa das dores em minhas costas.
 Sim Não
16. Tenho problemas para colocar minhas meias (ou meia calça) por causa das dores em minhas costas.
 Sim Não
17. Caminho apenas curtas distâncias por causa de minhas dores nas costas.
 Sim Não
18. Não durmo tão bem por causa de minhas costas.
 Sim Não
19. Por causa de minhas dores nas costas, eu me visto com ajuda de outras pessoas.
 Sim Não
20. Fico sentado a maior parte do dia por causa de minhas costas.
 Sim Não
21. Evito trabalhos pesados em casa por causa de minhas costas.
 Sim Não
22. Por causa das dores em minhas costas, fico mais irritado e mal humorado com as pessoas do que o habitual.
 Sim Não
23. Por causa de minhas costas, eu subo escadas mais vagorosamente do que o habitual.
 Sim Não
24. Fico na cama a maior parte do tempo por causa de minhas costas.
 Sim Não

APÊNDICE 01



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O Programa de Mestrado em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, através da Prof^a. Dr^a. Rosana Macher Teodori e da discente Mônica Cardoso da Cruz, convida para participação como voluntária no projeto **“Estudo Cinesiológico da Postura “Em Pé Com Inclinação Anterior” do Método de Reeducação Postural Global (RPG)”**.

O projeto tem como objetivo estudar o comportamento cinesiológico da cadeia muscular posterior durante a postura “em pé com inclinação anterior” do método RPG em diferentes angulações da articulação coxofemoral. É um estudo importante, pois o método é muito utilizado na clínica, apresentando bons resultados, não havendo, no entanto, dados científicos que comprovem sua eficácia.

A participação da voluntária na pesquisa consistirá de uma avaliação inicial seguida de um trabalho de adaptação no método e por fim a coleta definitiva dos dados, conforme informações a seguir:

- A avaliação inicial será composta de uma entrevista e de um exame físico, para o qual será necessário o uso de *short* e *top* em malha.
- O trabalho de adaptação será constituído de quatro sessões preparatórias, em que serão empregadas duas posturas específicas do método RPG, com duração total de 50 minutos e frequência de dois dias na semana.
- As posturas empregadas, sendo uma deitada sobre uma maca de RPG e a outra de pé, inclinando progressivamente o tronco à frente, serão acompanhadas de movimentos respiratórios específicos e proporcionarão um alongamento muscular progressivo, preparando a voluntária para um bom desempenho na postura pesquisada
- Para a coleta definitiva dos dados a voluntária permanecerá de pé sobre uma plataforma de pressão, tendo um eletrogoniômetro adaptado ao quadril direito e ainda os eletrodos do eletromiógrafo afixados na pele com esparadrapo em pontos específicos do membro inferior direito e região lombar
- Os dados obtidos a partir destes instrumentos durante a evolução da voluntária na postura chamada “em pé com inclinação anterior” até a máxima angulação de flexão do quadril alcançada pela voluntária serão registrados e processados em programas computadorizados

- Todos os procedimentos serão realizados em local reservado, sendo utilizado para a coleta definitiva dos dados o Laboratório de Recursos Terapêuticos - LARET, no "Campus" Taquaral.
- As informações obtidas através desta pesquisa serão confidenciais, e de maneira nenhuma associadas à identidade da voluntária.

Eu, _____, me disponho a participar deste estudo de livre e espontânea vontade, tendo sido esclarecida de que o único possível desconforto ou risco decorrente da intervenção é o aparecimento de dor muscular após a execução das posturas. Também estou ciente de que não há nenhum custo relacionado à minha participação no estudo.

Entendo que embora os benefícios desse tipo de intervenção estejam relacionados à melhora do alinhamento postural, as sessões às quais serei submetida não terão objetivo terapêutico, e sim de aprendizado da postura. Em todo caso tenho clareza de que o procedimento será acompanhado pela docente orientadora do estudo e que terei toda a assistência necessária, quando for o caso.

Sei que os dados obtidos serão utilizados somente para fins de pesquisa, não sendo minha identidade em nenhum momento revelada. Desta forma, autorizo a publicação dos resultados em Congressos e Revistas Especializadas na área de saúde.

Estou ciente também de que, caso seja necessário, posso retirar o meu consentimento e deixar de fazer parte do projeto em qualquer fase do estudo, sem penalização ou prejuízo.

Os responsáveis pelo estudo me explicaram a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder as minhas questões sobre o experimento e quaisquer dúvidas que surgirem antes, durante e após a pesquisa.

Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Assinatura da voluntária /RG:

Testemunha 01/RG:

Testemunha 02/RG:

Aluna do Programa de Mestrado em Fisioterapia: Mônica Cardoso da Cruz
Contatos: e-mail: mccruzft@yahoo.com.br / Fone: 3374-7919

Orientadora: **Profa. Dra. Rosana Macher Teodori**

APÊNDICE 02

PROJETO: “ESTUDO DO COMPORTAMENTO CINESIOLÓGICO DOS MÚSCULOS DA CADEIA POSTERIOR DURANTE POSTURA BAILARINA DO MÉTODO REEDUCAÇÃO POSTURAL GLOBAL”

FICHA DE AVALIAÇÃO

I. DADOS PESSOAIS

1. NOME: _____ DN: _____
 2. CONTATOS: E-MAIL: _____ TEL/CEL.: _____

II. ENTREVISTA:

1. Tem lateralidade diferente de destra?
 Sim Não
2. Apresenta seqüelas de doenças neurológicas e/ou traumato-ortopédicas, acometendo os membros inferiores e/ou o tronco?
 Sim Não
3. Apresenta deformidades congênitas nos membros inferiores e/ou tronco?
 Sim Não
4. Nos últimos 03 meses apresentou sintomas dolorosos em articulações e/ou músculos com repetição superior a 02 vezes numa mesma semana?
 Sim Não
5. Encontra-se sob tratamento em alguma modalidade fisioterapêutica?
 Sim Não

III. EXAME FÍSICO:

1. PESO: _____ 2. ESTATURA: _____ 3. IMC: _____
3. TESTE DE ADAMS PARA ESCOLIOSE: Positivo Negativo
4. TESTE DEDO – CHÃO:
 DISTÂNCIA MÃO – CHÃO: _____ ÂNGULO TIBIOTARSAL: _____ ÂNGULO COXOFEMORAL: _____

IV. EXAME POSTURAL

1. EXAME DE RETRAÇÕES

| ZONAS | | TIPOLOGIA | | DESCRIÇÕES |
|-------|---------|-----------|-------|------------|
| | | ANT. | POST. | |
| 1 | CABEÇA | | | |
| 2 | DORSO | | | |
| 3 | LOMBAR | | | |
| 4 | BACIA | | | |
| 5 | JOELHOS | | | |
| 6 | PÉS | | | |

OBSERVAÇÕES:

REEQUILIBRAÇÃO DA LINHA 3

SENTADO COM BRAÇOS FECHADOS

MMII: Tríceps Sural _____ Isquiotibiais _____ Pelvitrocanterianos _____ Adutores coxa _____

2. EXAME DA CINTURA ESCAPULAR**a. ENROLAMENTO:** Longitudinal Horizontal Ausente**b. BÁSCULA:** Medial Lateral Ausente**3. EXAME DO TÓRAX**

4. OBSERVAÇÕES E EVOLUÇÕES

DATA: _____

TESTE DEDO-CHÃO NA PRÉ-COLETA

DISTÂNCIA MÃO – CHÃO: _____ ÂNGULO TIBIOTARSAL: _____ ÂNGULO COXOFEMORAL: _____