

REVISTA Terapia Manual

Fisioterapia Manipulativa

Volume 9 n° 43 Maio/Jun de 2011 - Brasil R\$ 40,00 • Portugal € 16,00



Artigo Original

- Avaliação da técnica de estabilização segmentar no tratamento da dor lombar crônica.
- Avaliação do equilíbrio estático em pacientes fisicamente ativos com doença arterial obstrutiva periférica – um estudo piloto.
- Peso da mochila escolar, sintomas osteomusculares e alinhamento postural de escolares do ensino fundamental.
- Atividade mioelétrica máxima dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em cadeia cinética aberta e fechada.
- Perfil eletromiográfico entre duas angulações distintas no exercício de agachamento em indivíduos destreinados
- Manutenção do equilíbrio corporal em idosos após finalização de programa de reabilitação.
- Efeito imediato da manipulação miofascial na amplitude de movimento e na extensibilidade muscular da cadeia posterior
- Dados epidemiológicos de pacientes portadores de disfunção temporomandibular do estado do Ceará.
- Equilíbrio funcional em indivíduos com doença de Parkinson e sua relação com a qualidade de vida.
- Estresse ocupacional e fadiga em fisioterapeutas que exerciam função de docência em universidades da cidade de Recife-PE.
- O alongamento muscular segmentar atua como coadjuvante no equilíbrio muscular na síndrome femoropatelar.
- Efeito agudo de técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva na atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial.
- Avaliação eletromiográfica do teste de extensão do quadril na posição de decúbito ventral em indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral.
- Estudo da estimulação elétrica funcional na rotação externa de coxofemoral em hemiparéticos, através da eletrogoniometria.
- Avaliação de programa de exercícios resistidos em circuito para modificação da composição corporal e força muscular de mulheres sedentárias com excesso de peso corporal.
- Efeito da reeducação postural global na força muscular respiratória em indivíduos saudáveis.
- Avaliação da dimensão vertical de oclusão em crianças e adolescentes com normocclusão.
- Análise da influência da manipulação na coluna vertebral sobre a força de preensão palmar eliminar de dor.

Estudo de Caso

- Follow-up treatment in mandible fractures: a case report.

Artigo de Revisão

- Relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha: uma revisão crítica da literatura.
- Esclerose lateral amiotrófica (ELA) e músculos respiratórios.
- Lesões musculoesqueléticas no ballet: revisão sistemática.



Referência em Pós Graduação e Cursos

Pós Graduação

Ortopedia Funcional

com Ênfase para Terapia Manual

FACULDADE
Ávila
UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Pós Graduação

Fisioterapia do Trabalho e Ergonomia

FACULDADE
Ávila
UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Pós Graduação

Ergonomia

Corpo docente formado pelos
melhores Doutores, Mestres e
especialistas nas áreas específicas.

FACULDADE
Ávila
UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Pós Graduação
Lato Sensu

Fisioterapia Dermato-Funcional, Estética e Cosmética

FACULDADE
Ávila
UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Pós Graduações nas Cidades de:

Vitória-ES, Salvador-BA, Teresina-PI, Belo Horizonte-MG, Fortaleza-CE,
São Paulo-SP, Florianópolis-SC, Recife-PE, Rio de Janeiro-RJ

Fone: 27-3207-2194 - www.ieduv.com.br

CURITIBA • VITÓRIA • CASCAVEL • PORTO ALEGRE • SALVADOR • BAL. CAMBORIÚ • BELO HORIZONTE • FLORIANÓPOLIS • FORTALEZA
TERESINA • RIO BRANCO • PORTO ALEGRE • NATAL • SÃO PAULO • LONDRINA • PORTO VELHO • PETROLINA

FISIOTERAPEUTA,
O SEU SUCESSO JUSTIFICA A NOSSA MISSÃO.



FACULDADE INSPIRAR_{wz}

Ser mais é nossa inspiração.

www.inspirar.com.br



(11) 5085-3141

info@facis.edu.br



Conhecimento com prazer

Cursos de Pós Graduação (especialização)

Acupuntura
Arteterapia
Dependência, Abusos e Compulsões
Fisioterapia em Oncologia
Fitoterapia
Genética Clínica
Homeopatia
Psicologia junguiana
Psicologia transpessoal
Psicossomática
Psicopedagogia
Terapia Floral

Novos Cursos

Cirurgia e Traumatologia Buco - Maxilo - Facial
Dermato Funcional e Reparadora
Endodontia
Implantodontia
Inclusão Educação e Trabalho
Ortodontia

FACIS
Índice Geral de Cursos
Nota 4,0
na avaliação do MEC em 2008



Rua Inácia Uchôa, 399
Vila Mariana
São Paulo - SP

PARA MAIORES DETALHES
ACESSE

www.facis.edu.br

Curso de Graduação

- ▶ Ciências Biológicas (com ênfase em melhoramento genético de plantas medicinais)

a alternativa da saúde



ONOVE CURSOS

Chinese Integrative Medicine
Medicina Chinesa Integrativa

11 5081.3673
ONOVE@ONOVE.COM.BR

中西医结合学报

CURSOS QUE PROMOVEM A SAÚDE E CUIDAM DA SUA CARREIRA

A ONOVE Cursos é uma instituição consolidada, que capacita os profissionais e estudantes a promover saúde e prevenir doenças. São mais de 30 cursos desenvolvidos e ministrados pelos maiores especialistas de Medicina Chinesa Integrativa.

CURSOS EM DESTAQUE

TUINA - Terapia Manual Chinesa - Habilidades
Dr. Claudio Lopes

Fitoterapia Chinesa: Principais Fórmulas Magistrais
Dr. Carlos Augusto Torro

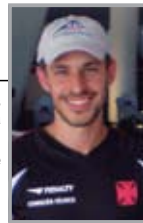
Acupuntura na Estética Facial e Corporal
Dr. Claudio Lopes

Ginecologia e Obstetrícia na Medicina Tradicional Chinesa
MTC Dr. Claudio Lopes / Dra. Maria Luisa Mendes



WWW.ONOVE.COM.BR

Gabriel Basto Fernandes
Fisioterapeuta da equipe de Remo do C.R. Vasco da Gama
Membro da Associação Brasileira de Crochetagem
Instrutor Internacional 3B Scientific Tape



Bandagem Elástica Terapêutica

O esporte de alto rendimento evoluiu muito na última década, se tornando cada vez mais competitivo e exigindo mais dos atletas. Isto levou a um aumento do número de lesões.

A fisioterapia esportiva também evoluiu para acompanhar as necessidades dos atletas, prevenindo as lesões decorrentes do gestual desportivo.

3B Scientific Tape é uma bandagem elástica terapêutica, a mais utilizada no Brasil, como auxiliar no tratamento de lesões.

Ausente de medicamentos e não limitando o movimento do atleta, podendo ser utilizada durante exercícios, inclusive na água.

A **3B Scientific Tape** atua estimulando a pele enviando estímulos para o músculo. Promove um levantamento superficial na pele, reduzindo a pressão nos vasos linfáticos, melhorando a eficiência e permitindo uma melhor contração muscular.

Essa redução da pressão auxilia a retirada dos receptores químicos locais, reduzindo a dor, podendo até ser sentido um aumento da circulação na região onde está posicionada a bandagem.



Através de técnicas de aplicação específicas, é possível melhorar a performance muscular, retardando a fadiga muscular e reduzindo a dor associada a sobrecarga muscular (a dor de origem tardia, que aparece e se mantém nos dias consecutivos ao esforço), muito útil para atletas de resistência como remadores, corredores de longa distância, ciclistas, nadadores e etc.

Após vários testes, foi realizado um trabalho num grupo de remadores objetivando a performance muscular do quadríceps, durante a seletiva nacional para compor a seleção brasileira de remo.

O quadríceps é o músculo mais exigido durante uma prova de remo, a fadiga desse músculo é limitante, impedindo a realização de uma prova linear ou crescente.

O **3B Scientific Tape** foi colocado no primeiro dia da seletiva e teve duração durante os 3 dias de provas. O resultado foi melhor que o esperado, obtendo uma ótima performance dos atletas durante os 3 dias de competição.

Abaixo alguns depoimentos dos atletas que utilizaram a bandagem durante a seletiva nacional de remo.

Depoimentos:

"Já havia feito o uso da bandagem 3B Tape e novamente o resultado não foi diferente, uma melhor performance e uma recuperação bem melhor."

Marcos Oscar
remador do C.R. Vasco da Gama

"Nesta nova experiência com a 3B Tape, dar maior suporte ao quadríceps, retardar a fadiga muscular e melhorar a performance durante o tiro na máquina, o meu parecer é que objetivo foi atingido, chegando ao final da avaliação com a sensação de fadiga bem reduzida."

João Hildebrando
remador do C.R. Vasco da Gama

"Faz algum tempo que utilizo a bandagem para auxiliar na estabilização da escápula e melhorar a função do movimento durante o treino, o resultado sempre foi satisfatório, mas dessa vez me surpreendi com o resultado. Nunca imaginei que uma fita adesiva pudesse retardar a fadiga muscular e ajudar a recuperar as fibras musculares. Senti o quadríceps bem firme, me dando maior segurança na remada."

Tiago Ribeiro Braga
remador do C.R. Vasco da Gama



 **Bandagens PLUS**.com.br
Terapia em movimento

BANDAGEM ELÁSTICA TERAPÊUTICA



SOFTWARE PARA TREINAMENTO



3B MUSCLEtrainer™

Todos os músculos em um piscar de olhos!

TELEVENDAS

(11) 2307-0029

VENDAS@BANDAGENSPLUS.COM.BR

Editor Chefe

Prof. Dr. Luis Vicente Franco de Oliveira
Pesquisador PQID do Conselho Nacional de Pesquisa CNPq - Professor pesquisador do Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo - SP

Editores associados

Prof Dr Antônio Nardone teacher and researcher at Posture and Movement Laboratory - Medical Center of Veruno - Veruno - Itália
Prof Daniel Grosjean professeur et elaborateur de la Microkinesitherapie. Nilvange, France. Il partage son temps avec l'enseignement de la méthode depuis 1984, la recherche, les expérimentations et la rédaction d'articles et d'ouvrages divers sur cette technique.
Prof François Soulier - créateur de la technique de l'Équilibration Neuro musculaire (ENM). Kinésithérapeute, Le Clos de Cimiez, Nice, France.
Prof Khelef Kerkour - Coordinateur Rééducation de L'Hopital Du Jura - Delémont - França • President de l'Association Suisse de Physiothérapie.
Prof Patrice Bénini - Co-fundateur de la Microkinesitherapie. Il travaille à l'élaboration de la méthode, aux expérimentations, à la recherche ainsi qu'à son enseignement. Montigny les Metz, France.
Prof Pierre Bisschop - Co-founder and administrator of the Belgian Scientific Association of Orthopedic Medicine (Cyriax), BSAOM since 1980; Professor of the Belgian Scientific Association of Orthopedic Medicine; Secretary of OMI - Orthopaedic Medicine International - Belgium.



LILACS
Latin American and Caribbean Health Science

SportDiscus™

Associação Brasileira de Editores Científicos



Conselho Científico

Prof. Dr. Acary Souza Bulle Oliveira • Departamento de Doenças Neuromusculares - Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Antônio Geraldo Cidrão de Carvalho • Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal da Paraíba - UFPB - João Pessoa, PB - Brasil.
Prof. Dr. Arméle Dornelas de Andrade • Centro de Ciências da Saúde - Universidade Federal do Pernambuco - UFPE - Recife, PE - Brasil.
Prof. Dr. Carlo Albino Frigo • Dipartimento di Bioingegneria - Istituto Politécnico di Milano - MI - Itália
Prof. Dr. Carlos Alberto Kelencz • Centro Universitário Ítalo Brasileiro - UNIITALO - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. César Augusto Melo e Silva • Universidade de Brasília - UnB - Brasília, DF - Brasil.
Prof. Dr. Claudia Santos Oliveira • Programa de Pós Graduação /Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Daniela Biasotto-Gonzalez • Programa de Pós Graduação Mestrado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Débora Bevilacqua Grossi • Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação da Universidade de São Paulo USP - Ribeirão Preto - SP - Brasil.
Prof. Dr. Dirceu Costa • Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Edgar Ramos Vieira • University of Miami, Miami, FL, USA.
Prof. Dr. Eliane Ramos Pereira • Departamento de Enfermagem Médico-Cirúrgica e Pós-Graduação da Universidade Federal Fluminense - São Gonçalo, RJ - Brasil.
Prof. Dr. Eloísa Tudella • Universidade Federal de São Carlos - UFSCAR - São Carlos, SP - Brasil.
Prof. Dr. Ester da Silva • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia - Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP - Piracicaba, SP - Brasil.
Prof. Dr. Fábio Batista • Chefe do Ambulatório Interdisciplinar de Atenção Integral ao Pé Diabético - UNIFESP - São Paulo - Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP - São Paulo, SP, Brasil.

Prof. Dr. Fernando Silva Guimarães • Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ - Rio de Janeiro, RJ - Brasil.
Prof. Dr. Gardênia Maria Holanda Ferreira • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN - Natal, RN - Brasil.
Prof. Dr. Gérson Cipriano Júnior • Universidade de Brasília - UnB - Brasília, DF - Brasil.
Prof. Dr. Heleodório Honorato dos Santos • Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba - UFPB - João Pessoa, PB - Brasil.
Prof. Dr. Jamilson Brasileiro • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN - Natal, RN - Brasil.
Prof. Dr. João Carlos Ferrari Corrêa • Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Josepha Rigau I Mas • Universitat Rovira i Virgili - Reús - Espanha.
Prof. Dr. Leoni S. M. Pereira • Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG - Belo Horizonte, MG - Brasil.
Prof. Dr. Luciana Maria Malosa Sampaio Jorge • Programa de Pós Graduação Mestrado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Luiz Carlos de Mattos • Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto - FAMERP - São José do Rio Preto, SP - Brasil.
Prof. Dr. Marcelo Adriano Ingraci Barboza • Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto - FAMERP - São José do Rio Preto, SP - Brasil.
Prof. Dr. Marcelo Custódio Rubira • Centro de Ens. São Lucas - FSL - Porto Velho, RO - Brasil.
Prof. Dr. Marcelo Veloso • Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG - Belo Horizonte, MG - Brasil.
Prof. Dr. Marcus Vinicius de Mello Pinto • Departamento de Fisioterapia do Centro Universitário de Caratinga, Caratinga, MG - Brasil.
Prof. Dr. Maria das Graças Rodrigues de Araújo • Centro de Ciências da Saúde - Universidade Federal do Pernambuco - UFPE - Recife, PE - Brasil.
Prof. Dr. Maria do Socorro Brasileiro Santos • Centro de Ciências da Saúde - Universidade Federal do Pernambuco - UFPE - Recife, PE - Brasil.
Prof. Dr. Mário Antônio Baraúna • Centro Universitário UNITRI - Uberlândia, MG - Brasil.

Prof. Dr. Mauro Gonçalves • Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual Paulista - UNESP - Rio Claro, SP - Brasil.
Prof. Dr. Patrícia Froes Meyer • Universidade Potiguar - Natal, RN - Brasil
Prof. Dr. Paulo de Tarso Camillo de Carvalho • Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Paulo Heraldo C. do Valle • Universidade Gama Filho - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Regiane Albertini • Programa de Pós Graduação Mestrado/Doutorado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Renata Amadei Nicolau • Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento IP&D - Universidade do Vale do Paraíba - Uni Vap - São José dos Campos, SP - Brasil.
Prof. Dr. Renato Amaro Zângaro • Universidade Castelo Branco - UNICASTELO - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Roberto Sérgio Tavares Canto • Departamento de Ortopedia da Universidade Federal de Uberlândia - UFU - Uberlândia, MG - Brasil.
Prof. Dr. Sandra Kalil Bussadori • Programa de Pós Graduação Mestrado em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE - São Paulo, SP - Brasil.
Dr. Sandra Regina Alouche • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia da Universidade Cidade de São Paulo - UNICID - São Paulo, SP - Brasil.
Prof. Dr. Selma Souza Bruno • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia - Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN - Natal, RN - Brasil.
Prof. Dr. Sérgio Swain Müller • Departamento de Cirurgia e Ortopedia da UNESP - Botucatu, SP - Brasil.
Prof. Dr. Tânia Fernandes Campos • Programa de Pós Graduação Mestrado em Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN - Natal, RN - Brasil.
Prof. Dr. Thais de Lima Resende • Faculdade de Enfermagem Nutrição e Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, UFRGS - Porto Alegre, RS - Brasil.
Prof. Dr. Vera Lúcia Israel • Universidade Federal do Paraná - UFPR - Matinhos, PR - Brasil.
Prof. Dr. Wilson Luiz Przysiezny • Universidade Regional de Blumenau - FURB - Blumenau, SC - Brasil.

Responsabilidade Editorial

Editora Andreoli - CNPJ 02480054/0001-27

A Revista Terapia Manual é uma publicação científica bimestral que abrange a área das Ciências da Saúde, Reabilitação e Terapia Manual.

A distribuição é feita em âmbito nacional e internacional com uma tiragem bimestral de 3.000 exemplares.

Direção Editorial: Claudia Santos Oliveira • **Supervisão Científica:** Isabella de Carvalho Aguiar • **Revisão Bibliográfica:** Vera Lúcia Ribeiro dos Santos - Bibliotecária CRB 8/6198 • **Editor Chefe:** Luis Vicente Franco de Oliveira • **Email:** editorial@revistaterapiamanual.com.br

Missão

Publicar o resultado de pesquisas originais difundindo o conhecimento técnico científico nas áreas das Ciências da Saúde, Reabilitação e Terapia Manual contribuindo de forma significativa para a expansão do conhecimento, formação acadêmica e atuação profissional nas áreas afins no sentido da melhoria da qualidade de vida da população.

A revista Terapia Manual está indexada em: **CINAHL** - Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature, **SportDiscus™** - SIRC Sport Research Institute, **LILACS** - Latin American and Caribbean Health Science, **LATIINDEX** - Sistema Regional de Información en Línea para Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal e é associada da **ABEC** - Associação Brasileira de Editores Científicos.

Andreoli

Capa e Diagramação: Mateus Marins Cardoso • Produção Gráfica: Equipe E&A • Impressão e acabamento: Expressão e Arte

EDITORA ANDREOLI - Rua Padre Chico, 705 - Pompéia - CEP 05008-010 - São Paulo - SP - Tel.: (11) 3679-7744

www.revistaterapiamanual.com.br • email - assinaturas@revistaterapiamanual.com.br

ASSINATURA ANUAL 6 edições: R\$ 240,00

Solicita-se permuta/Exchange requested/Se pide cambio/on prie l'exchange

SUMÁRIO

• Editorial.....	177
<u>Artigos Originais</u>	
• Avaliação da técnica de estabilização segmentar no tratamento da dor lombar crônica.....	178
Evaluation of the technique of segmental stabilization in the treatment of low back chronic pain. <i>Heber Alves de Sousa Mendes, Gean Fracaro, Catarina de Oliveira Sousa, Simone dos Santos Maciel, Heleodório Honorato dos Santos.</i>	
• Avaliação do equilíbrio estático em pacientes fisicamente ativos com doença arterial obstrutiva periférica – um estudo piloto.....	185
Assessment of static balance in active physical patients with peripheral arterial obstructive disease—a case study. <i>Daniele Aparecida Gomes Pereira, Lygia Paccini Lustosa, Fernanda Neves Murta, Karoline Oliveira Prata, Poliana Soares Saraiva, Inácio Teixeira Cunha-Filho.</i>	
• Peso da mochila escolar, sintomas osteomusculares e alinhamento postural de escolares do ensino fundamental.....	190
School backpack weight, musculoskeletal symptoms and postural alignment of schoolchildren. <i>Lilian Gerdi Kittel Ries, Micheli Martinello, Melina Medeiros, Mabel Cardoso.</i>	
• Atividade mioelétrica máxima dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em cadeia cinética aberta e fechada.....	197
Maximal myoelectric activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis in open and closed kinetic chain. <i>André Serra Bley, Diego Barbosa Fonseca, Marjori do Prado de los Santos, Adriano Rodrigues Oliveira, João Carlos Ferrari Corrêa, Paulo Henrique Marchetti.</i>	
• Perfil eletromiográfico entre duas angulações distintas no exercício de agachamento em indivíduos destreinados.....	202
Electromyographic profile between two different angles in the squat exercise in untrained individuals. <i>Alex Souto Maior, Leonardo Marmelo.</i>	
• Manutenção do equilíbrio corporal em idosos após finalização de programa de reabilitação.....	208
Maintenance of postural balance in the elderly after termination of rehabilitation program. <i>Helton Oliveira Campos, Guilherme Fonseca Oliveira, Núbia Carelli Pereira de Avelar, Alessandra De Carvalho Bastone, Wellington Fabiano Gomes.</i>	
• Efeito imediato da manipulação miofascial na amplitude de movimento e na extensibilidade muscular da cadeia posterior.....	213
Immediate effect of manipulation myofascial in range of motion and in muscle extensibility of the posterior chain. <i>Natália Boneti Moreira, Bruna Karla Grano, David Lam, José Mohamud Vilagra.</i>	
• Dados epidemiológicos de pacientes portadores de disfunção temporomandibular do estado do Ceará.....	220
Epidemiological data of patients with temporomandibular dysfunction of the state of Ceará. <i>Fernanda Costa de Mesquita, Liana Correia Pinto Botelho, Edlira Rabello Girão Rios.</i>	
• Equilíbrio funcional em indivíduos com doença de Parkinson e sua relação com a qualidade de vida.....	225
Functional balance in people with Parkinson's disease and its relationship to quality of life. <i>José Adolfo Menezes Garcia Silva, Ricardo Martines Módolo, Flávia Roberta Faganello.</i>	
• Estresse ocupacional e fadiga em fisioterapeutas que exerciam função de docência em universidades da cidade de Recife-PE.....	231
Occupational stress and fatigue in teachers graduated in physical therapy from the universities of Recife-PE. <i>Danielle Santana da Silva Figliuolo, Pedro Olavo de Paula Lima, Glória Elizabeth Carneiro Laurentino.</i>	
• O alongamento muscular segmentar atua como coadjuvante no equilíbrio muscular na síndrome leioropatelar.....	238
Segmental muscular stretching acts as an adjuvant in muscular balance in the patellofemoral syndrome. <i>Natasha Corrêa da Silva, Cristina Maria Nunes Cabral.</i>	
• Efeito agudo de técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva na atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial.....	245
Acute effect of proprioceptive neuromuscular facilitation technique on electromyographic activity of triceps brachialis muscle. <i>Michele Cristiane da Fonseca, Luciano Pavan Rossi, Rafael Pereira.</i>	
• Avaliação eletromiográfica do teste de extensão do quadril na posição de decúbito ventral em indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral.....	251
Electromyographic assessment of prone hip extension test in individuals with and without patello-femoral dysfunction. <i>Illyanna Pivovani Machado, Claudinei Chamorro Pelegrina Júnior, Fábio Norte de Jesus, Denise Maciel Ferreira, Teodiano Freire Bastos Filho, Francisco Rodrigues Brioschi.</i>	
• Estudo da Estimulação Elétrica Funcional na rotação externa de coxofemoral em hemiparéticos, através da eletrogoniometria.....	257
Lucas Vallati Batista, Elisabete Vitchemech, Leticia Alves Fonseca, Beatriz Guimarães Ribeiro, Claudia Santos Oliveira, Ivo Ilvan Kerppers, Mario César Da Silva Pereira.	
• Avaliação de programa de exercícios resistidos em circuito para modificação da composição corporal e força muscular de mulheres sedentárias com sobrepeso.....	263
Evaluation of a resistive exercise program in circuit to change body composition and muscle strength in sedentary women with overweight. <i>Ligia Ishikawa Chinen, Wellington Fabiano de Britto, Frank Shiguemitsu Suzuki, Danilo Sales Bocalini, Demerval Reis Júnior, José Antonio Silva Júnior, Andrey Jorge Serra.</i>	
• Efeito da reeducação postural global na força muscular respiratória em indivíduos saudáveis.....	269
Effect of the global postural reeducation in respiratory muscle strength in healthy subjects. <i>Alice Chang Chao, Graziela Rayciki Behne, Franciele Gazola, Erica Caroline Carvalho Martins, Alberito Rodrigo De Carvalho, Gladson Ricardo Flor Bertolini.</i>	
• Avaliação da Dimensão Vertical de Oclusão em crianças e adolescentes com normocclusão.....	273
Vertical Dimension Pattern of Occlusion in a Sample of Brazilian Children with Normal Occlusion. <i>Ana Lúcia Ferreira Marangoni, Jeniffer Holley Rodrigues, Manoela Domingues Martins, Kristianne Porta Santos Fernandes, Tatiana Oliveira de Santis, Raquel Agnelli Mesquita Ferrari, Luis Vicente Franco Oliveira, Sandra Kalil Bussadori.</i>	
• Análise da influência da manipulação na coluna vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor.....	278
Analysis of the influence of the spinal manipulation in hand strength and pain threshold. <i>Andressa Pereira, Patricia Oglíari, Poliana Debiasi, Vanessa Cerqueira Pacini, Vivian Viani Picanço, Alberito Rodrigo de Carvalho, Gladson Ricardo Flor Bertolini.</i>	
<u>Estudo de Caso</u>	
• Follow-up Treatment in Mandible Fractures.....	284
Daniela Ap. Biasotto-Gonzalez, Yasmin El Hage, Cid André Fidelis de Paula Gomes, Ana Paula Amaral, Guilherme Manna Cesar, Sandra Kalil Bussadori, Tabajara de Oliveira Gonzalez.	
<u>Artigo de Revisão</u>	
• Relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha: uma revisão crítica da literatura.....	289
Relationship between characteristics of the gluteus muscles and biomechanical characteristics of gait: a critical review of the literature. <i>Vanusa Araújo Nunes da Silva, Christina Danielli Coelho de Moraes Faria.</i>	
• Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) e músculos respiratórios.....	297
Respiratory muscle and Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS). <i>Vanessa Regiane Resqueti, Palomma Russelly Saldanha de Araújo, Mario Emilio Dourado Junior, Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi.</i>	
• Lesões musculoesqueléticas no ballet: revisão sistemática.....	304
Musculoskeletal injuries in ballet: systematic review. <i>Talmá Ferreira Roberti Fernandes, Luiz Carlos Hespagnol Junior, Alexandre Dias Lopes.</i>	
• Instrução aos autores.....	310

Editorial

Contribuições dos autores!

Caros leitores, a fim de dar o devido crédito a cada autor de um artigo, as contribuições individuais dos autores do manuscrito devem ser muito bem analisadas de maneira ética. Um "autor" é geralmente considerado como sendo alguém que tenha contribuído de maneira substancial e intelectual com o estudo publicado. Para se qualificar como autores devemos considerar se: tiveram contribuições substanciais para a concepção e desenho, aquisição de dados ou análise e interpretação destes; estiveram envolvidos na elaboração do manuscrito ou revisão crítica do conteúdo intelectual e ou deram a aprovação final da versão a ser publicada.

Cada autor deve ter participado suficientemente no trabalho para assumir a responsabilidade pública por partes específicas do conteúdo. A simples participação na coleta dos dados, na obtenção de financiamento ou supervisão geral do grupo de pesquisa, por si só, não justifica a autoria.

Todas as pessoas contribuintes que não cumpriram estes critérios de autoria devem ser listadas em uma seção de agradecimentos, como exemplo pessoas que tiveram uma participação puramente técnica, assistência escrita, ou um chefe de serviço que deu apenas apoio geral. Sugerimos consultar o documento *Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: Ethical Considerations in the Conduct and Reporting of Research: Protection of Human Subjects and Animals in Research*.

Luis Vicente Franco de Oliveira
Editor Chefe

Authors' contributions!

In order to give appropriate credit to each author of a paper, the individual contributions of authors to the manuscript should be specified and considered. An "author" is generally considered to be someone who has made substantive intellectual contributions to a published study.

To qualify as an author one should 1) have made substantial contributions to conception and design, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data; 2) have been involved in drafting the manuscript or revising it critically for important intellectual content; and 3) have given final approval of the version to be published. Each author should have participated sufficiently in the work to take public responsibility for appropriate portions of the content. Acquisition of funding, collection of data, or general supervision of the research group, alone, does not justify authorship.

All contributors who do not meet the criteria for authorship should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support.

We suggest to read the document *Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: Ethical Considerations in the Conduct and Reporting of Research: Protection of Human Subjects and Animals in Research*.

Luis Vicente Franco de Oliveira
Editor Chefe

Avaliação da técnica de estabilização segmentar no tratamento da dor lombar crônica.

Evaluation of the technique of segmental stabilization in the treatment of low back chronic pain.

Heber Alves de Sousa Mendes⁽¹⁾, Gean Fracaro⁽²⁾, Catarina de Oliveira Sousa⁽³⁾, Simone dos Santos Maciel⁽⁴⁾, Heleodório Honorato dos Santos⁽⁴⁾.

Resumo

Introdução: A dor lombar crônica (DLC) que acomete homens e mulheres das mais variadas idades e classes sociais tem etiologia e tratamentos fisioterapêuticos diversos, que vão desde recursos físicos até a prescrição de exercícios. **Objetivo:** Avaliar a técnica de estabilização segmentar lombar (ESL) no tratamento, em curto prazo, das dores lombares crônicas. **Método:** Participaram do estudo 23 sujeitos de ambos os sexos, encaminhados ao serviço de fisioterapia com diagnóstico médico de dor lombar crônica. Foram realizadas duas sessões de tratamento por semana, para cada indivíduo, totalizando oito sessões, ao final destas toda a amostra foi reavaliada. Os dados foram analisados estatisticamente por meio do *software SPSS 15.0*. Foram observadas a normalidade dos dados (*Shapiro-Wilk*) e homogeneidade das variâncias (*Levene*). Utilizou-se o teste *t* de *Student* (pareado e independente) e correlação de *Pearson*, considerando um nível de significância de 5% em todas as comparações. **Resultados:** Houve melhora da dor em 87% da amostra ($p < 0,001$), dos quais 26% eliminaram a dor; 70% reduziram consideravelmente a dor e 4% mantiveram o nível de dor. Não houve diferença estatística ($p = 0,751$) nos escores totais entre homens e mulheres. As correlações entre o nível de dor e o escore total mostraram-se, negativa e regular ($r = -0,48$; $r = -0,46$) para o N3A, positiva e fraca ($r = 0,14$; $r = 0,05$) para o N3B e negativa e regular ($r = -0,49$; $r = -0,49$) para o N3C, na avaliação inicial e final, respectivamente. **Conclusão:** Neste estudo, pode-se inferir que a ESL teve efeito relevante na diminuição da síndrome dolorosa lombar, porém estudos mais aprofundados avaliando a mobilidade pélvica, área de secção transversa (AST) e eletromiograma de músculos de atuação específica na coluna lombar se fazem necessários para um maior esclarecimento sobre a efetividade dos efeitos da TES sobre a lombalgia crônica. **Palavras-chave:** síndrome dolorosa lombar, *stabilizer*, coluna, redução da dor.

Abstract

Introduction: Chronic low back pain (CLBP) that affects men and women of various ages and social classes have different etiology and physical therapy, ranging from physical resources to the exercise prescription. **Objective:** To evaluate the technique of lumbar segmental stabilization (LSS) treatment in short-term, chronic back pain. **Method:** The study enrolled 23 subjects of both sexes, referred to the physiotherapy service with physician-diagnosed chronic low back pain. There were two treatment sessions per week for each subject, a total of eight sessions at the end of this whole sample was reassessed. The data were statistically analyzed using SPSS 15.0 software. We observed the data normality (*Shapiro-Wilk*) and homogeneity of variances (*Levene*). We used the Student *t* test (paired and independent) and Pearson correlation, considering a significance level of 5% in all comparisons. **Results:** There was improvement in pain in 87% of the sample ($p < 0.001$), of which 26% have eliminated the pain, 70% considerably reduced the pain and 4% thought the level of pain. There was no statistical difference ($p = 0.751$) in total scores between men and women. The correlations between the level of pain and the total score proved to be negative and regular ($r = -0.48$, $r = -0.46$) for the N3A, positive and weak ($r = 0.14$, $r = 0.05$) for regular and N3B and negative ($r = -0.49$, $r = -0.49$) for the N3C at baseline and end, respectively. **Conclusion:** In this study, we can infer that the ESL has significant effect in reducing low back pain syndrome, but further studies evaluating pelvic mobility, cross-sectional area (CSA) and electromyogram activity of specific muscles in the lumbar spine are made needed for further clarification on the effectiveness of the LSS effects on chronic low back pain.

Keywords: low back pain syndrome, stabilizer, spine, reducing pain.

Artigo recebido em 19 de outubro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Discente da Especialização em Fisioterapia Manual, Faculdade Maurício de Nassau, João Pessoa, Paraíba, Brasil.
2. Docente da Associação Paraibana de Ensino Renovado - ASPER, João Pessoa, Paraíba, Brasil.
3. Docente da Faculdade Santa Maria - FSM, Cajazeiras, Paraíba e da Faculdade de Ciências Médicas da Paraíba - FCM, João Pessoa, PB, Brasil.
4. Docentes do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba - UFPB, João Pessoa, Paraíba, Brasil.

Endereço para correspondência:

Heleodório Honorato dos Santos. Av. Mons. Odilon Coutinho, 111, Cabo Branco, João Pessoa - PB. CEP 58045-120. Tel: (83) 3216-7183. E-mail: dorioufpb@gmail.com

INTRODUÇÃO

A síndrome dolorosa lombar ou lombalgia é definida como uma dor localizada na região lombar⁽¹⁾ que acarreta alto custo para o sistema atual de saúde^(2,3) tornando-se a principal causa de ausência ao trabalho dentre pessoas em plena atividade laboral^(4,5), detendo também, um alto índice de incapacidade e morbidade^(2,6).

Estudos recentes mostram que a prevalência desta dor aumenta após os 25 anos de vida, com um pico na faixa etária entre 55 a 64 anos⁽⁷⁻⁹⁾, afetando homens e mulheres de forma semelhante^(7,10), sendo brancos mais comumente acometidos que negros⁽¹¹⁾.

Pesquisas sugerem que as principais causas da lombalgia são as alterações mecânico-posturais, síndromes de dor miofascial, desordens abdominais e pélvicas e alterações degenerativas. Contudo, mais de 80% de todos os casos de dor lombar são causados por fraqueza dos músculos do tronco^(6,7,12).

Segundo Couto⁽¹³⁾, de 60 a 85% da população sofre dor lombar pelo menos uma vez em suas vidas. Desse, 10 a 20% têm a dor lombar crônica (DLC) que, na maioria dos casos, sua etiologia permanece desconhecida ou inespecífica.

De uma maneira geral, a maioria das disfunções da coluna lombar ocorre na presença de instabilidade articular desta região, em virtude da movimentação articular sem controle muscular protetor, afetando tanto a quantidade quanto a qualidade do movimento^(3,11).

Desta forma o desequilíbrio muscular constitui um fator importante, pois a coluna necessita de estabilidade durante seus movimentos para evitar a sobrecarga excessiva. Essa estabilidade parte de estruturas ligamentares íntegras e, principalmente, de uma boa musculatura do sistema muscular global (erectores espinhais, oblíquo externo, e reto abdominal)⁽¹⁴⁾ e local (transverso abdominal, oblíquo interno, quadrado lombar e multifídus lombares)^(5,11,15).

Dentre os diferentes tipos de tratamentos fisioterapêuticos para DLC encontram-se: massagem, recomendações ergonômicas, terapia manual, cinesioterapia, eletrotermoterapia, hidrocinesioterapia, reeducação postural, manipulação osteopática, acupuntura, *Iso-stretching*, além dos exercícios de estabilização segmentar, entre outros^(9,13,16,17).

Das técnicas utilizadas, a estabilização segmentar lombar (ESL), caracterizada por exercícios de isometria, baixa intensidade e sincronia dos músculos profundos do tronco (locais), tem o objetivo de estabilizar os segmentos da coluna lombar, protegendo sua estrutura do desgaste excessivo⁽¹⁸⁾.

Os exercícios de estabilização segmentar são práticas de reaprendizagem de co-contração dos músculos transversos abdominais, oblíquos internos e multifídus lombares de modo a proporcionar suporte localizado aos segmentos vertebrais^(15,19).

Embora a literatura mostre que a ESL tem sido eficaz na diminuição da DLC, na maioria desses estudos^(1,20,21,22), o tempo de tratamento mínimo empregado é de 8 a 12 semanas (médio a longo prazo), e poucos⁽²³⁾ utilizam um tempo curto de tratamento (4 semanas) para comprovar seu efeito na diminuição da dor.

Com base nestas considerações, este trabalho objetivou avaliar a técnica de estabilização segmentar no tratamento, em curto prazo (4 semanas), das dores lombares crônicas.

MÉTODO

Características da amostra

Participaram do estudo 23 sujeitos de ambos os sexos (14 homens e 9 mulheres; 45,3±13,4 anos; massa corporal = 73,9±13,2 kg; estatura = 169±0,1 m e índice de massa corporal/IMC = 25,9± 3,7kg/m²), encaminhados ao serviço de fisioterapia com diagnóstico médico de DLC (> 3 meses).

Antes dos procedimentos, os sujeitos foram instruídos sobre o estudo e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Todos os sujeitos do estudo foram submetidos, pelo mesmo fisioterapeuta, a uma avaliação analítica da postura, em bipedestação, e quantificação da dor (Escala Visual Analógica – EVA).

Foram excluídos do estudo os sujeitos que não completaram até a 8ª sessão de tratamento, que fizeram uso de outro método terapêutico, ou que foram submetidos a procedimentos cirúrgicos na coluna durante a fase de tratamento.

Procedimentos

Inicialmente, os sujeitos foram instruídos sobre a técnica de ESL a ser empregada na avaliação e tratamento. Em seguida foi realizada a avaliação quantitativa do nível inicial de ESL, com o sujeito na posição de decúbito dorsal com um aparelho de *biofeedback* pressórico (*Stabilizer 9296 – Chattanooga, San Diego, USA*), posicionado ao nível da região lombar (Figura 1).

Uma vez que o sujeito encontrava-se posicionado, o fisioterapeuta dava voz de comando para contrair os músculos abdominais e controlar a respiração durante a manutenção da contração, de forma que o mesmo mantivesse a pressão do *Stabilizer* em torno de 40 mmHg durante a sessão de exercícios.

Apesar da técnica da ESL constar de 6 níveis de tratamento (N1 a N6) acrescidos de 3 subníveis (A, B e C) do nível 3 ao 6, em nosso estudo foi utilizado até o N3C, pelo fato do protocolo de tratamento usado constar apenas de 4 semanas (8 sessões).

À exceção do N3C, em todos os demais níveis (N1, N2, N3A e N3B) os sujeitos se posicionaram deitado em

decúbito dorsal, com o *Stabilizer* situado na região lombar, joelhos e quadris semiflexionados, pés apoiados na maca.

No nível 1 (N1), os sujeitos ficavam na posição anteriormente descrita com os músculos abdominais mantidos em contração submáxima, por 60s (Figura 1A).

Para o nível 2 (N2) foi mantido o posicionamento do N1, porém, um dos membros inferiores ficava em suspensão com flexão total de joelho e flexão de 90 graus de quadril. O paciente era orientado a manter a posição de estabilidade, com o *Stabilizer* a 40 mmHg, por no mínimo 60s (Figura 1B).

Durante o nível 3A (N3A), ambos os MMII eram elevados, com quadris flexionados a 90° e joelhos em flexão completa (Figura 1C). Após estabilização da coluna (40 mmHg) o sujeito era orientado a abaixar, alternadamente, um dos membros até a posição inicial, mantendo o nível pressórico da unidade estabilizadora (*Stabilizer*).

Para o nível 3B (N3B), era mantida a posição 3A, um dos membros superiores em extensão completa, ao lado do corpo, e o outro com o ombro posicionado a 90° de flexão, cotovelo estendido e dedos apontados para cima. Mantendo a estabilização (40 mmHg) o sujeito era orientado a fazer a troca simultânea dos MMSS e MMII contra-laterais, de modo que abaixasse e elevasse o membro superior esquerdo associado ao membro inferior direito e vice-versa (Figura 1D).

Para o nível 3C (N3C) foi adotada a posição em bipedestação, com o sujeito de costas para a parede, quadris e joelhos semiflexionados e tornozelos em dorsiflexão. A bolsa da unidade pressórica foi colocada entre a parede e a região lombar, inflada a 40 mmHg. O indivíduo era orientado a permanecer nesta posição, mantendo a estabilidade lombar, pelo máximo de tempo possível (Figura 1E).

Após a execução de cada série, os sujeitos tinham um período de repouso compatível com o dobro do tempo máximo da contração (2:1) mantida durante o exercício referente a cada nível.

Posteriormente, os sujeitos eram orientados a realizar o treinamento em domicílio (3 séries de 1 minuto, seguido de 2 minutos de repouso), pelo menos duas vezes ao dia, nos 3 dias semanais que não compareciam à clínica. Eles completavam o treinamento com mais duas sessões por semana, em dias alternados. A cada sessão de tratamento realizada na clínica, os sujeitos eram reavaliados para saber em qual nível se enquadravam, e verificar o efeito do da técnica de ELS realizada em domicílio.

Análise dos dados

Os dados foram processados e analisados estatisticamente por meio da planilha eletrônica *SPSS 10.0*. Inicialmente, foram feitos testes para confirmar a normalidade dos dados (*Shapiro-Wilk*) e homogeneidade das

variâncias (*Levene*). Na comparação dos níveis de dor pela Escala Visual Analógica (EVA), antes e após o tratamento, utilizou-se o teste *t* de *Student* (pareado).

Para calcular o escore total de cada sujeito foram atribuídos valores a cada nível (N1=1 ponto; N2=2 pontos; N3A=3 pontos; N3B=4 pontos; N3C=5 pontos)

Na verificação da correlação entre a EVA final da dor e o escore total dos níveis foi utilizado o teste de correlação de *Pearson*, considerando a seguinte classificação, de acordo com Albuquerque et al.⁽²⁴⁾: 0,0 (nula); entre 0,01 e 0,3 (fraca); entre 0,31 e 0,60 (regular); entre 0,61 e 0,90 (forte); entre 0,91 e 0,99 (muito forte); e 1 (plena ou perfeita).

Na comparação das médias dos escores alcançados pela ESL, entre homens e mulheres, foi utilizado o teste *t* de *Student* (independente). Para todas as comparações foi considerado um nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Níveis de Dor

A Tabela 1 mostra que houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os níveis de dor na Escala Visual Analógica (EVA), entre a 1ª e a 8ª sessão de tratamento de estabilização segmentar ($p=0,001$). Dos 23 sujeitos da amostra, 3 permaneceram no mesmo nível de dor e 20 relataram redução considerável do nível doloroso.

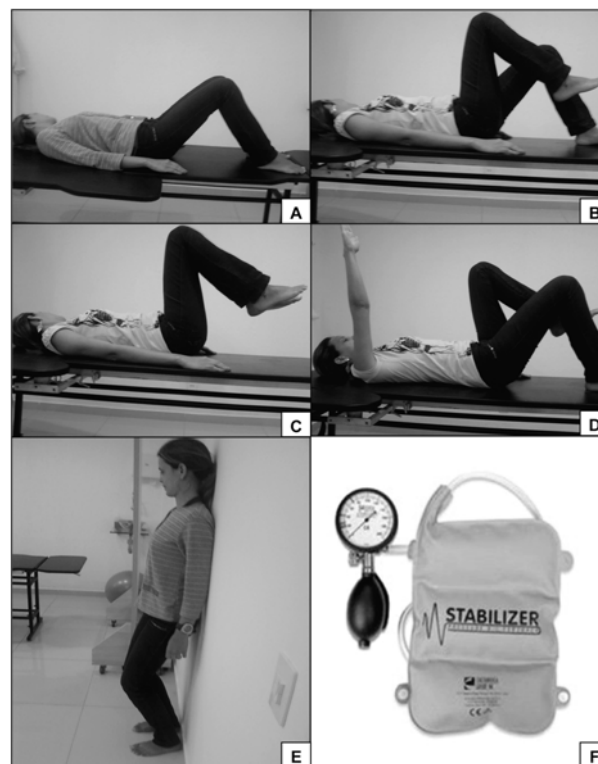


Figura 1. Posicionamento do nível 1 (A), nível 2 (B), nível 3A (C), nível 3B (D), nível 3C (E) e Biofeedback pressórico (F).

Inicialmente, os níveis de dor dos sujeitos mostrados na EVA oscilaram entre 2 e 8, porém, em sua grande maioria (74%) encontrava-se entre os níveis 3 e 6. Após a aplicação do protocolo de ESL proposto, estes níveis oscilaram entre 0 e 7, distribuídos da seguinte forma: 16 sujeitos (70%) entre os níveis 3 a 5; 6 sujeitos (26%) alcançaram nível zero (não relatavam dor ao final do tratamento); e 1 sujeito (4%) permaneceu no nível 7 de dor.

Tabela 1. Comparação dos níveis de dor (EVA) antes e após a intervenção.

Tratamento de Estabilização Segmentar			
Variáveis	1ª Sessão	8ª Sessão	Valor de P
EVA	5,35±1,77	3,04±2,08	0,0001

Teste t de Student (pareado)

Dos 23 sujeitos da amostra 8 (35%) atingiram o N3A, 9 (39%) o N3B e apenas 6 (26%) alcançaram o N3C (Tabela 2). Quando feitas as correlações entre o nível de dor e o escore total, os sujeitos que atingiram o N3A mostraram uma correlação negativa, porém regular, tanto na avaliação inicial ($r = -0,48$) quanto na ava-

liação final ($r = -0,46$). Para os sujeitos que alcançaram o N3B, as correlações mostraram-se positivas, porém fracas ($r = 0,14$; $r = 0,05$), enquanto que os sujeitos que chegaram ao N3C, as correlações apresentaram-se regulares e negativas ($r = -0,49$; $r = -0,49$) nas avaliações inicial e final, respectivamente.

De acordo com a Tabela 3, não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,751$) quando da comparação dos escores totais entre homens e mulheres. A média alcançada pelos homens (21,43±4,65) foi ligeiramente maior que a das mulheres (19,33±4,09), embora o número de sujeitos deste grupo (09) tenha sido menor que o grupo dos homens (14).

DISCUSSÃO

Estudos anteriores têm confirmado que, mesmo se tratando de uma ferramenta de caráter subjetivo, a EVA é útil para classificar a dor^(25,26), por se mostrar reprodutível, confiável e sensível⁽²⁶⁾, sendo usada com sucesso, na prática clínica, para avaliar os tratamentos da lombalgia^(6,23,27).

Nossos resultados mostram a eficácia do tratamento de estabilização segmentar, visto que na comparação

Tabela 2. Pontuação dos níveis da técnica da ESL alcançados no tratamento

Sujeitos	Escore dos Níveis					Escore Total
	N1=1 ponto	N2=2 pontos	N3A=3 pontos	N3B=4 pontos	N3C=5 pontos	
01	2	4	12	0	0	18
02	4	4	6	0	0	14
03	2	4	12	0	0	18
04	2	8	6	0	0	16
05	2	6	6	4	0	18
06	2	4	6	8	0	20
07	1	8	6	4	0	19
08	3	2	6	8	0	19
09	3	6	6	0	0	15
10	0	0	9	8	15	31
11	1	4	15	0	0	20
12	3	8	3	0	0	14
13	2	2	6	12	0	22
14	2	2	9	8	0	21
15	2	4	12	0	0	18
16	2	4	6	8	0	20
17	1	2	6	8	10	27
18	1	4	9	8	0	22
19	1	6	9	4	0	20
20	2	2	6	8	5	23
21	1	4	6	8	5	24
22	0	4	6	8	10	28
23	1	2	6	8	10	27
Média±DP	1,74±0,96	4,09±2,13	7,57±2,84	4,84±3,99	2,39±4,49	20,61±4,47

Tabela 3. Comparação das médias dos escores entre homens e mulheres.

Sujeitos	n	Escore Mínimo	Escore Máximo	Média (DP)	Valor de P
Homens	14	14	31	21,43±4,65	0,751
Mulheres	09	18	28	19,33±4,09	

Teste t de *Student* (independente)

entre os níveis iniciais e finais de dor, pela EVA, houve melhora considerável em aproximadamente 87% dos indivíduos, num período de 4 semanas. Semelhantes aos nossos resultados, Bakhtiary et al.⁽²³⁾ e Rosa et al.⁽²⁸⁾, também observaram por meio da EVA que a dor diminuiu após 4 semanas de aplicação de um programa de exercícios de estabilização segmentar. Por outro lado, outros estudos^(20,22,29) que também tiveram o mesmo objetivo, observaram que esta melhora aconteceu após 12 semanas de tratamento.

De acordo com Bergmark⁽¹⁴⁾, há dois sistemas atuando na estabilidade: 1) o global, formado por grandes músculos (reto do abdome/RA, oblíquo externo/OE e iliocostal lombar/ICL) que produz altos torques, e fornece estabilidade ao tronco, porém, não é capaz de influenciar diretamente a coluna uma vez que estes músculos não estão diretamente ligados a ela e; 2) o sistema local que é formado por músculos ligados diretamente às vértebras (multífido lombar/ML; transverso do abdome/TA; oblíquo interno/OI; e quadrado lombar/QL) e responsáveis pela estabilidade e controle segmentar.

Segundo Teixeira-Salmela et al.⁽³⁰⁾, a co-contracção dos músculos do sistema local, em especial os ML e TA promove a estabilidade segmentar na zona neutra proporcionando um aporte ideal para que os músculos globais atuem com segurança.

De acordo com O'Sullivan⁽³¹⁾, sujeitos com dor lombar crônica têm redução no tempo de disparo dos músculos TA, OI e ML, fazendo com que os tecidos não contráteis como a fásia lombar e os discos intervertebrais sofram sobrecargas quando os músculos estabilizadores perdem sua eficiência⁽³²⁾.

O papel dos estabilizadores segmentares consiste em fornecer proteção e suporte às articulações por meio do controle fisiológico e translacional excessivo do movimento⁽³³⁾.

A redução da dor em pouco tempo de tratamento parece está balizada em alguns estudos^(34,35) os quais sugerem que o mais seguro modelo de estabilização lombar não seria o exercício de força, mas sim o de resis-

tência, que manteria a coluna em uma posição neutra, enquanto encorajaria o paciente a co-contracções dos estabilizadores. Isso inclui um alinhamento em posições sustentadas e padrões de movimento que reduzam a tensão tecidual, evitem causas de trauma para as articulações ou tecidos moles, e forneçam ação muscular eficiente⁽³⁶⁾ conseguindo em pouco tempo oferecer estabilidade a este compartimento vertebral⁽³⁷⁾.

Segundo Richardson e Jull⁽³⁸⁾, os exercícios isométricos são mais benéficos por atuarem na reeducação dos músculos profundos, porém num estágio mais avançado de treino, a isometria pode ser combinada com exercícios dinâmicos para outras partes do corpo.

Quando da comparação dos dados entre o nível de dor e o escore total alcançado, os resultados do nosso estudo mostraram que, de modo geral, quanto menor a dor, maior a pontuação alcançada, atingindo uma correlação regular, tanto na avaliação inicial quanto final. Infelizmente, os estudos encontrados na literatura não fazem correlação entre estas duas variáveis, uma vez que os mesmos não fazem os escores referentes aos níveis alcançados no tratamento de ESL, prejudicando assim a discussão, nesse ponto especificamente.

Algumas limitações deste estudo se devem ao fato de: 1) um número reduzido de sujeitos; 2) falta de avaliação acurada de músculos diretamente responsáveis pela estabilização lombar, por eletromiograma ou exame de imagens; 3) ausência de um teste para aferir a mobilidade lombar (ex: teste de Schöber); e ainda 4) por não constatar o efeito residual do tratamento proposto.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pode-se inferir que a técnica de ESL teve efeito relevante na diminuição da DLC, já que conseguiu reduzi-la, significativamente, em toda amostra envolvida na pesquisa.

Sugere-se, no entanto, estudos com utilização de grupo controle, exames de imagens e eletromiografia dos músculos estabilizadores lombares, além de teste de mobilidade lombar em estudos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Reinehr FB; Carpes FP; Mota CB. Influência do treinamento de estabilização central sobre a dor e estabilidade lombar. *Fisioter Mov.* 2008;21(1):123-9.

2. Dias CRD. Avaliação do uso de recursos e custos em pacientes com lombalgia crônica acompanhados em um centro terciário de assistência à saúde da cidade de São Paulo [dissertação]. São Paulo (SP): USP; 2002.
3. Meirelles ES. Lombalgias. *Rev Bras Med.* 2003;60(NE):114-9.
4. Postigo RT. Síndrome de dor lumbar crônica. *Rev Med Clin Condes.* 2007;18(3):239-45.
5. França FJR, Burke TN, Claret DC, Marques AP. Estabilização segmentar da coluna lombar nas lombalgias: uma revisão bibliográfica e um programa de exercícios. *Fisioter Pesq.* 2008;15(2):200-6.
6. Souza MC, Vasconcellos LC, Arnal TC, Carvalho G, Miyamoto ST. Deep water running no tratamento da lombalgia mecânico-postural: relato de caso. *Rev Neurocienc.* 2008;16(1):62-6.
7. Almeida CCV, Barbosa CGD, Araújo AR, Braga NHM. Relação da fásia tóraco-lombar com o mecanismo ativo de estabilização lombar. *Rev Bras Ci e Mov.* 2006;14(3):105-12.
8. Costa D, Palma A. O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. *Rev Port Cien Desp.* 2005;5(2):224-34.
9. Macedo CSG, Debiagi PC, Andrade FM. Efeito do iso-stretching na resistência muscular de abdominais, glúteo máximo e extensores de tronco, incapacidade e dor em pacientes com lombalgia. *Fisioter Mov.* 2010;23(1):113-20.
10. Figueirêdo Neta EA, Leal LPA, Meireles KAD. A efetividade do equilíbrio neuromuscular na dor lombar. *RBPS* 2008;21(3):187-93.
11. Santos KGLL. Prevalência de lombalgia em praticantes de exercícios contra-resistência. *Fisioter Bras.* 2004;5(1):37-44.
12. Santos HH. Flexão anterior do troco: quantificação das forças e dos momentos de força que agem na coluna lombar. *Fisioter Bras.* 2007; 8(4):261-7.
13. Couto IBVL. Efeito agudo da manipulação em pacientes com dor lombar crônica: estudo piloto. *Fisioter Mov.* 2007;20(2):57-62.
14. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthop. Scand. (Suppl.)* 1989;230: 1-54.
15. Monteiro FC. Exercícios de estabilização lombar e terapia manual no tratamento da dor lombar crônica inespecífica: revisão de literatura. 2008. 26f. Monografia (especialização) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - UFMG.
16. Macedo CSG, Briganó JU. Terapia manual e cinesioterapia na dor, incapacidade e qualidade de vida de indivíduos com lombalgia. *Rev Esp Saúde* 2009;10(2):1-6.
17. Mann L, Kleinpaul JF, Weber P, Mota CB, Carpes FP. Efeito do treinamento de Isostretching sobre a dor lombar crônica: um estudo de caso. *Motriz* 2009;15(1):50-60.
18. O'Sullivan P. Instabilidade segmentar lombar: apresentação clínica e exercícios estabilizadores específicos. *Man Ther.* 2000;5(1):2-12.
19. Ehrlich GE. Low back pain. *Bull. World Health.* 2003;81(9):671-6.
20. Tiburcio NS, Sales TB, Freitas DG, Andrade RM. O impacto dos exercícios de estabilização central na qualidade de vida de pacientes com lombalgia crônica. *Rev Ter Man.* 2008;6(26):229-34.
21. Oliveira VC, Bicalho LI, Soares TB, Dornellas RS. Estabilidade articular da coluna vertebral: teorias contemporâneas e novos paradigmas. *Fisioter Bras.* 2009;10(4):284-9.
22. Leite MRR, Oliveira TH, Melo RM, Valadas M, Nascimento MR, Freitas AE, Venturini C. Estabilidade dos exercícios de estabilização lombo-pélvico no tratamento da dor lombar crônica não-específica. *Rev Ter Man.* 2008; 6(27):270-5.
23. Bakhtiary AH, Safavi-Farokhi Z, Reszasoltani A. Lumbar stabilizing exercises improve activities of daily living in patients with lumbar disc herniation. *J Back Musculoskel Rehabil.* 2005;18:55-60.
24. Albuquerque PL, QUIRINO, MAB, SANTOS HH, ALVES SB. Interferência da Prática de Atividade Física Habitual na Postura de Jovens. *Rev Ter Man.* 2010;8:198-203.
25. Wewers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scale in measurement of clinical phenomena. *Res Nurs Health.* 1990;13:227-33.
26. Hawk C, Azad A, PhongphuaC, Long C. Preliminary study of the effects of a placebo chiropractic treatment with sham adjustments. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999;22:436-43.
27. Maximiano ST, Barbieri LM, Freitas DG, Mello MV. O impacto dos exercícios de estabilização central na dor e na resistência muscular em pacientes com lombalgia crônica. *Fisioter Bras.* 2010;11(4):277-82.
28. Rosa AS, Silva LMNB, Padilha RFF, Carvalho PTC, Belchior ACG. A eficácia dos exercícios de estabilização segmentar em pacientes com lombalgia crônica. *Rev Ter Man.* 2006;4(17):150-5.

29. Oliveira TH, Melo RM, Leite MRR, Valadas M, Venturini C, Nascimento MR, Freitas AE. Avaliação de dor e desempenho funcional em pacientes com dor lombar crônica inespecífica: follow-up 2 e 5 meses. *Rev Ter Man.* 2008;6(28):333-9.
30. Teixeira-Salmela LF, Sakamoto ACL, Siqueira FB. Mecanismos de estabilização da coluna lombar: uma revisão da literatura. *Fisioter Mov.* 2004;17(4):51-8.
31. O'Sullivan PB, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilization exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine.* 1997;22:2959-67.
32. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine.* 1989;14(9):992-1001.
33. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction- contemporary developments. *Man Ther.* 2001;6(1):15- 26.
34. Carpes FP, Reinehr FB, Mota CB. Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. *J Bodywork Mov Ther.* 2008;12(1):22-30.
35. McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(2):96-100.
36. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature. Part 1. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84(6):473-80.
37. Gouveia KMC; Gouveia EC. O músculo transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioter Mov.* 2008;21(3):45-50.
38. Richardson C, Jull G. Muscle control, pain control: what exercises would you prescribe? *Man Ther.* 1995;1:2-10.

Avaliação do equilíbrio estático em pacientes fisicamente ativos com doença arterial obstrutiva periférica – um estudo piloto.

Assessment of static balance in active physical patients with peripheral arterial obstructive disease—a case study.

Daniele Aparecida Gomes Pereira⁽¹⁾, Lygia Paccini Lustosa⁽²⁾, Fernanda Neves Murta⁽³⁾, Karoline Oliveira Prata⁽³⁾, Poliana Soares Saraiva⁽³⁾, Inácio Teixeira Cunha-Filho⁽⁴⁾.

Universidade Federal de Minas Gerais/Centro Universitário de Belo Horizonte

Resumo

Introdução: Déficit de equilíbrio e maior risco de quedas estão presentes em indivíduos com doença arterial obstrutiva periférica (DAOP). Além da doença, o nível de atividade física pode ser um possível fator de influência no equilíbrio desses pacientes. **Objetivo:** Verificar o equilíbrio e desempenho funcional em uma amostra de indivíduos com DAOP, fisicamente ativos, comparados com saudáveis ativos e analisar a correlação entre essas variáveis nos dois grupos. **Método:** Foram incluídos no estudo indivíduos com diagnóstico de DAOP (classe II de Fontaine) independente de sexo, idade e etnia, fisicamente ativos e, indivíduos saudáveis, sem DAOP da mesma faixa etária e índice de massa corporal, fisicamente ativos. Os voluntários realizaram teste de equilíbrio unipodálico, teste sentar-levantar e teste de deslocamento bidirecional progressivo. Os dados foram apresentados por meio de média e desvio padrão, as diferenças entre grupos foram analisadas pelo teste *t* independente e a correlação entre as variáveis por meio do coeficiente de Pearson. Um valor de alfa < 5% foi considerado para significância estatística. **Resultados:** Foram avaliados 13 indivíduos no grupo com DAOP (65,23 ± 4,41 anos) e 10 voluntários no grupo de saudáveis (68,00 ± 7,80 anos). Na comparação entre grupos, não foi observada diferença estatística significativa nas medidas de equilíbrio e desempenho. No grupo controle, houve alta associação significativa entre o teste unipodálico e o teste de deslocamento bidirecional progressivo ($r > 0,79$, $p < 0,05$). Demais análises não foram significativas ($p > 0,05$). **Conclusão:** Não houve diferença no equilíbrio e no desempenho funcional entre indivíduos com DAOP fisicamente ativos e indivíduos saudáveis. A média de tempo no teste sentar-levantar foi inferior no grupo DAOP, sugerindo um déficit de equilíbrio. Não foram identificadas quais variáveis estariam correlacionadas com o desempenho funcional nos indivíduos com DAOP, fisicamente ativos.

Palavras-chave: Equilíbrio postural, doenças vasculares periféricas.

Abstract

Introduction: Balance deficits and increased risk of falls are present in individuals with peripheral arterial disease (PAD). Besides the disease, the level of physical activity may be a possible factor to influence the balance of these patients. **Objective:** To verify the balance and functional performance in a sample of individuals with PAD, physically active, compared with healthy and active individuals and to analyze the correlation between variables in these groups. **Method:** individuals diagnosed with PAD (Fontaine class II), regardless of gender, age and ethnicity, and physically active, healthy individuals without PAD of similar age and body mass index, physically active were included in the study. The volunteers performed one-leg balance test, sitting-standing test and shuttle walk test. The data were presented by mean and standard deviation, differences between groups were assessed by independent *t* test and correlation between variables by Pearson's coefficient. An alpha value <5% was considered statistically significant. **Results:** We evaluated 13 subjects in the PAD group (65.23 ± 4.41 years) and 10 healthy volunteers in group (68.00 ± 7.80 years). When comparing groups, no statistical difference was found in measures of balance and performance. In the control group, there was a high significant association between the one-leg balance test and shuttle walk test ($r > 0.79$, $p < 0.05$). **Conclusion:** There was no difference in balance and functional performance between physically active individuals with PAD and healthy subjects. The average time on the sitting-standing test was lower in the PAD, suggesting a deficit balance. It wasn't identified variables which were correlated with functional performance in individuals with PAD, physically active.

Keywords: Postural balance, peripheral vascular diseases

Artigo recebido em 3 de dezembro de 2010 e aceito em 19 março de 2011.

1. PhD, professora – Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.
2. PhD, professora – Departamento de Fisioterapia, Centro Universitário de Belo Horizonte, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.
3. Fisioterapeuta, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.
4. PhD, fisioterapeuta, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

Endereço para correspondência:

Danielle Aparecida Gomes Pereira - Avenida Antônio Carlos, 6627 Pampulha. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, CEP - 31270-901 Belo Horizonte MG. - Telefone/Fax: 3409-4783 / Endereço eletrônico: d.fisio@ig.com.br

INTRODUÇÃO

A doença arterial obstrutiva periférica (DAOP) é caracterizada pela redução gradual do fluxo sanguíneo arterial, secundária à aterosclerose, que ocorre mais comumente nos membros inferiores⁽¹⁻³⁾. Um dos sintomas mais comumente relacionados à DAOP é a claudicação intermitente (CI) que é definida como dor, desconforto, câimbra, formigamento, ou fraqueza da musculatura em isquemia durante a atividade física e que, usualmente, cessa com o repouso⁽¹⁾. Metade dos pacientes com DAOP com mais de 55 anos são assintomáticos⁽¹⁾. Dos pacientes sintomáticos, aproximadamente 40% apresentam CI e 10% têm isquemia crítica do membro¹. A prevalência da DAOP aumenta com a idade e os fatores de risco relacionados ao seu desenvolvimento são similares aos associados à doença arterial coronariana incluindo tabagismo, diabetes mellitus, dislipidemia, hipertensão arterial sistêmica, idade avançada, sexo masculino, aumento do nível de fibrinogênio e viscosidade sanguínea elevada^(1,2).

Pacientes com DAOP desenvolvem alterações neuro-músculo-esqueléticas crônicas que podem alterar a sua funcionalidade e desempenho físico⁽⁴⁻⁶⁾. Nesse contexto, estudos sobre as alterações na histologia e função muscular na DAOP demonstraram que ocorre diminuição da área de secção transversa de fibras tipo II na musculatura acometida, sugerindo que fibras tipo II seriam as mais afetadas pela isquemia do que fibras tipo I⁽⁶⁾. Por outro lado, existem indícios da redução de ambos os tipos de fibras⁽⁷⁾. Em relação às alterações nervosas, podem ocorrer diminuição da velocidade de condução nervosa^(4,5) e denervação muscular devido à isquemia dos nervos motores distais⁶. Estas alterações no número de fibras musculares, assim como na velocidade de condução nervosa, podem levar à diminuição da força e resistência muscular e, conseqüentemente, diminuição do desempenho funcional⁽⁶⁻⁸⁾.

Scott-Okafor *et al.*⁽⁹⁾ avaliaram a força da musculatura de membros inferiores em idosos com DAOP comparando indivíduos muito afetados, pouco afetados e saudáveis, e, demonstraram redução significativa da força dos dorsoflexores e, uma fraca correlação entre a força e o desempenho no teste de sentar-levantar. Atkins & Gardner⁽¹⁰⁾ avaliaram a força e função de extremidades inferiores em pacientes com DAOP de índice tornozelo-braço (ITB) baixo, moderado e alto e, não observaram diferenças, entre os grupos, nos testes de sentar-levantar e de caminhada de seis minutos. Os autores sugeriram que o acometimento de força e função, nesses pacientes, poderia ser secundário ao baixo nível de atividade física e não à isquemia secundária à doença⁽¹⁰⁾. No entanto, apesar de haver indícios que a força muscular em idosos sem DAOP é maior que em pacientes com a doença, não existem evidências que a obstrução arterial das extremidades inferio-

res possa influenciar diretamente a força muscular, podendo ocorrer redução da força devido à piora no nível de atividade física⁽⁸⁾. Por outro lado, estudos que investiguem a influência da atividade física nessa população são raros.

Outro fenômeno observado, em indivíduos com DAOP, é o déficit de equilíbrio e maior risco de quedas^(11,12). Gardner e Montgomery⁽¹¹⁾ demonstraram que pacientes com a doença apresentaram menor tempo na posição de apoio e maior prevalência de instabilidades e quedas quando comparados com indivíduos sem a doença, além da associação entre menor função física e maior risco de queda⁽¹²⁾. Da mesma forma, os autores discutiram a possibilidade da influência do nível de atividade física nesses pacientes^(11,12).

Sendo assim, na ausência de informação acerca do equilíbrio, desempenho funcional e força muscular dos membros inferiores em indivíduos com DAOP fisicamente ativos, os objetivos deste estudo foram (1) verificar o equilíbrio em uma população de indivíduos com DAOP, fisicamente ativos, comparados com saudáveis ativos e (2) verificar a correlação entre equilíbrio e desempenho funcional em pacientes com DAOP e em seus controles saudáveis.

MÉTODO

Trata-se de um estudo transversal, que comparou dois grupos (grupo DAOP e controle) quanto ao equilíbrio e o desempenho funcional. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição e todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Os participantes com DAOP foram recrutados na Clínica Escola da Instituição na qual a pesquisa foi realizada, no serviço de atendimento a indivíduos com doenças vasculares periféricas. Indivíduos saudáveis da mesma faixa etária e índice de massa corporal, fisicamente ativos e sem DAOP foram selecionados para fins de comparação. Todos os participantes foram submetidos ao questionamento sobre quedas, teste de equilíbrio, teste sentar-levantar e teste de deslocamento bidirecional progressivo.

Sujeitos

Para o grupo DAOP foram selecionados indivíduos com diagnóstico de DAOP (classe II de Fontaine), sem distinção de gênero, idade e/ou etnia, fisicamente ativos. Para serem classificados como fisicamente ativos foi considerado a participação em atividade aeróbica, do tipo caminhada, no mínimo três vezes por semana, por pelo menos trinta minutos, há no mínimo três meses⁽¹³⁾. Para o grupo controle foram selecionados indivíduos saudáveis, pareados pela faixa etária e índice de massa corporal, fisicamente ativos e sem DAOP.

Foram excluídos do estudo indivíduos que realizassem treino específico de equilíbrio; praticantes de mus-

culação; indivíduos que não tivessem sintomatologia isquêmica ou a apresentassem em repouso; que apresentavam doença arterial coronariana severa; dispnéia de repouso; arritmias não controladas ou que tivessem qualquer condição músculo-esquelética que impedisse a realização dos testes.

Medidas

Para avaliar quedas, os participantes foram questionados se houve algum episódio de queda no último ano. O evento queda foi definido como uma situação na qual o indivíduo, não intencionalmente, foi ao chão ou a algum plano mais baixo^(11,12).

O equilíbrio foi avaliado por meio do teste de equilíbrio unipodálico (TU). Esse teste tem como objetivo avaliar o equilíbrio estático, com redução da base de suporte. Foi solicitado ao indivíduo permanecer em apoio em um dos pés, com os membros superiores pendentes ao lado do corpo, olhando em linha reta pelo maior tempo possível. O cronômetro foi disparado no momento que o voluntário não movimentou os membros superiores ou o pé fixo em apoio, e a perna elevada manteve-se afastada da outra. O cronômetro foi parado no momento que o voluntário começou a oscilar, ou seja, o pé elevado tocou o chão ou o voluntário movimentou os membros superiores, o pé fixo apoiado ou fez uma adução da perna elevada. Considerou-se ainda finalizado o teste se o voluntário completasse 60 segundos em apoio unipodálico⁽¹¹⁾.

Para avaliar o desempenho funcional utilizou-se o teste de sentar-levantar (SL) e o teste de deslocamento bidirecional progressivo (TDBP). O teste sentar-levantar da cadeira é um teste funcional que possibilita inferir sobre a força dos membros inferiores e o equilíbrio do indivíduo⁽¹²⁾. Ele foi realizado com cadeira sem braço, com assento de altura aproximada de 43 cm. Para iniciar o teste, o participante deveria estar sentado no centro da cadeira, com a coluna ereta, pés separados numa distância equivalente à largura dos ombros, pé não dominante à frente do outro e os membros superiores cruzados sobre o tórax. Foi solicitado ao voluntário levantar e sentar cinco vezes consecutivas, o mais rápido possível, após demonstração do examinador. O examinador registrou o tempo em segundos gasto para sentar e levantar as cinco vezes consecutivas.

O teste de deslocamento bidirecional progressivo (TDBP) ou *shuttle walk test* é um teste de caminhada composto por 12 estágios. A velocidade do primeiro estágio é de 0,5 metros por segundo (m/s) e a cada estágio a velocidade aumenta 0,17 m/s. Antes de iniciar o teste, a pressão arterial (PA) e a frequência cardíaca (FC) foram mensuradas. O voluntário foi instruído a caminhar num corredor plano, com dez metros de comprimento, demarcado por dois cones, após a emissão de um sinal sonoro. Inicialmente, o voluntário partiu de

um dos cones, após ouvir o sinal sonoro, caminhando até o outro cone. Para cada nova partida, ele foi orientado a seguir somente após escutar novo aviso sonoro. Nesse caso, deveria permanecer marchando no lugar até o aviso para iniciar nova etapa. Os sinais apresentavam características diferentes, que indicavam a necessidade de aumentar a velocidade da caminhada. Com o aumento da velocidade, caso o voluntário não alcançasse o cone oposto, por duas vezes consecutivas, o teste seria finalizado. Ao final de cada estágio foi registrada a FC. Para os voluntários do grupo DAOP foi pedido que informasse o momento da dor inicial e dor claudicante máxima. Ao fim do teste, o voluntário foi questionado em relação à percepção subjetiva de esforço pela escala de Borg. Na análise foram utilizadas a distância total percorrida no teste (D-TDBP) e a velocidade alcançada em metros por segundo (V-TDBP).

Análise estatística

A estatística descritiva foi apresentada como média \pm desvio padrão. Para verificar diferenças entre grupos foi utilizado teste *t* independente após verificação de normalidade de distribuição dos dados. O grau de relação entre equilíbrio e capacidade funcional foi avaliado por meio da correlação de Pearson. Um valor de alfa de 5% foi considerado para significância estatística.

RESULTADOS

No grupo com DAOP, participaram 13 indivíduos sendo 12 homens e uma mulher. A média de idade foi $65,23 \pm 4,41$ anos e o índice de massa corporal (IMC) foi $25,98 \pm 3,63$ kg/m². Todos os voluntários com DAOP apresentavam doença bilateral. O grupo controle (sem a presença da DAOP) foi composto por 10 voluntários, sendo oito homens e duas mulheres. A média de idade desses indivíduos foi $68,00 \pm 7,80$ anos e o IMC foi $25,88 \pm 1,61$ kg/m². Não houve diferença estatística entre os grupos quanto à idade e IMC ($p = 0,293$; $p = 0,934$, respectivamente). No grupo controle, nenhum indivíduo relatou ter sofrido queda no último ano. No grupo de indivíduos com DAOP, 4 (30%) voluntários relataram queda no último ano, sendo três com relato de uma queda e um indivíduo com relato quatro quedas.

A média observada em relação aos testes de equilíbrio e de capacidade funcional, dos dois grupos, encontra-se na Tabela 1, não sendo observada diferença estatística significativa entre os grupos.

No grupo controle, houve correlação significativa, positiva, de magnitude alta, entre o D-TDBP e o teste unipodálico com o membro inferior direito ($r = 0,79$, $p = 0,007$) e com o membro inferior esquerdo ($r = 0,91$, $p = 0,005$) e entre o V-TDBP e o teste unipodálico com o membro inferior direito ($r = 0,82$, $p = 0,005$) e com o membro inferior esquerdo ($r = 0,91$, $p = 0,005$). Demais associações no grupo controle não foram obser-

Tabela 1. Média e desvio padrão dos testes de equilíbrio e desempenho funcional, dos grupos com DAOP e controle e, valor estatístico.

	TU-D (s)	TU-E (s)	SL (s)	D-TDBP (m)	V-TDBP (m/s)
DAOP	26,40 (± 23,92)	21,52 (± 21,83)	11,45 (± 3,77)	406,92 (± 141,26)	1,56 (± 0,28)
Controle	38,26 (± 21,59)	38,69 (± 24,15)	12,29 (± 1,46)	480,00 (± 146,51)	1,72 (± 0,26)
p	0,233	0,089	0,512	0,240	0,165

TU-D: teste unipodálico com o membro inferior direito; TU-E: teste unipodálico com o membro inferior esquerdo; SL: teste sentar-levantar; D-TDBP: distância caminhada no teste de deslocamento bidirecional progressivo; V-TDBP: velocidade alcançada teste de deslocamento bidirecional progressivo; s: segundos; m: metros; m/s: metros por segundo.

vadas. Não foram observadas correlações significativas entre nenhuma das variáveis no grupo de indivíduos com DAOP.

DISCUSSÃO

A literatura vem apontando para um maior déficit de equilíbrio e maior risco de quedas nos indivíduos com DAOP, assim como, possíveis influências do nível de atividade física nesses parâmetros^(11,12). O principal objetivo deste estudo foi verificar diferença entre indivíduos com DAOP, fisicamente ativos, quando comparados aos saudáveis, pareados pela idade e o IMC, quanto ao equilíbrio, história de quedas e desempenho funcional. Os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos, ou seja, indivíduos com DAOP, fisicamente ativos, apresentaram-se com equilíbrio e desempenho funcional semelhante aos seus controles sem história da doença. Esses resultados sugerem que o fato de se manterem ativos pode ter contribuído para essa ausência de diferença. Ambos os grupos eram compostos de indivíduos que realizavam exatamente o mesmo tipo de treinamento: atividade aeróbica supervisionada, do tipo caminhada, no mínimo três vezes por semana, por pelo menos trinta minutos, há no mínimo três meses⁽¹³⁾. Assim, alguma diferença em nível de atividade física entre os grupos foi descartada.

Apesar de não haver diferença entre os grupos, observou-se que, o tempo médio de apoio unipodálico do grupo DAOP apontou para um déficit de equilíbrio, considerando o ponto de corte inferior a 30 segundos⁽¹⁴⁾. Por outro lado, Gardner *et al.*, avaliando indivíduos que não eram fisicamente ativos, relataram uma média de desempenho no TUG de 15,9 e 22,1 segundos para os indivíduos com DAOP e indivíduos saudáveis, respectivamente^(11,12). Nesse caso, os resultados observados nesse estudo sugerem que a atividade física pode ter contribuído para elevar a média do apoio dos pacientes com DAOP⁽¹⁵⁾, mas não foi suficiente para demonstrar valores compatíveis com os normais, acima do

ponto de corte sugerido na literatura.

Considerando-se que o TU possa ser influenciado pelo grau de integridade na capacidade de gerar força do membro inferior, a ausência de diferença e de associação em relação ao teste de sentar-levantar, nesse estudo, não confirmou esse pressuposto. Mesmo apresentando no TU valores clinicamente classificados como presença de alteração de equilíbrio⁽¹⁴⁾, o desempenho no teste sentar-levantar não foi inferior no grupo de indivíduos com DAOP. Da mesma forma, quando comparado com a literatura^(11,12), os valores médios demonstrados nesse estudo, encontram-se melhores, o que reforça a hipótese que a atividade física pode ter contribuído para o melhor desempenho nos testes^(16, 17,18). Além disso, observou-se que a média obtida pelos participantes desse estudo, nos dois grupos, esteve próximo do bom desempenho⁽¹⁹⁾.

Quando realizada a análise da distância percorrida no TDBP, não houve diferença estatística entre os grupos, no entanto, o grupo de indivíduos saudáveis caminhou, em média, 80 metros a mais que o grupo com DAOP. Isso significou que o grupo de saudáveis alcançou em média um estágio superior no teste, o que correspondeu a um acréscimo de 0,17m/s na velocidade^(20,21). Apesar de não ser significativa, essa diferença pode ser clinicamente considerável, visto que, os sujeitos com DAOP apresentaram claudicação intermitente durante o teste. No entanto, como essa não foi uma análise realizada, pode ser considerada como uma limitação do estudo e sugere que deverá ser verificada em pesquisas futuras.

Na análise de correlação do TU com as medidas de desempenho funcional houve associação somente no grupo saudável. Esses resultados apontaram que o equilíbrio pode não ser um fator que explique a distância e a velocidade alcançadas no teste de caminhada, no grupo DAOP, sugerindo haver outros determinantes como a presença de dor e o déficit de força muscular. No entanto, essa afirmação, pelo momento, é apenas especulativa.

tiva e deve ser investigada futuramente. Pelo momento, pode-se inferir que a limitação clínica da dor claudicante, pode ter contribuído para que esses indivíduos não alcançassem desempenho semelhante ao grupo saudável.

CONCLUSÃO

Este estudo demonstrou que não houve diferença entre os voluntários com DAOP, fisicamente ativos e, os

saudáveis, quanto ao equilíbrio e desempenho funcional. No entanto, a média de tempo de apoio indicou valores inferiores sugerindo um déficit de equilíbrio nos indivíduos com DAOP, fisicamente ativos. Pesquisas ainda devem ser realizadas com o intuito de responder quais variáveis estariam correlacionadas com o desempenho funcional nos indivíduos com DAOP, fisicamente ativos, visto que o equilíbrio parece não ser um fator que tenha associação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Robert M, Schainfeld DO. Management of peripheral arterial disease and intermittent claudication. *J Am Board Fam Pract.* 2001;14(6):443-50.
2. Hilleman DE. Management of peripheral arterial disease. *Am J Health-Syst Pharm.* 1998;55:S21-7.
3. Cimminiello CP. Epidemiology in pathophysiology. *Thrombosis Research.* 2002;106:295-301.
4. Koopman JP, Vries AC, Weers AW. Neuromuscular disorders in patients with intermittent claudication. *Eur J Surg.* 1996;162:443-6.
5. Mcdermott MM et al. Impairments of muscles and nerves associated with peripheral arterial disease and their relationship with lower extremity functioning: The InCHIANTI Study. *American Geriatrics Society.* 2004;52(3):405-510.
6. Regensteiner JG et al. Chronic Changes in skeletal muscles histology and function in peripheral arterial disease. *Circulation.* 1993;87:413-21.
7. Mcguigan MR et al. Muscle fiber characteristics in patients with peripheral arterial disease. *Med & Sci in Sports & Exerc.* 2001;33(12):2016-21.
8. Mcdermott MM et al. Leg strength in peripheral arterial disease: associations with disease severity and lower-extremity performance. *J of Vascular Surg.* 2004;39(3):523-30.
9. Scott-Okafor HR et al. Lower extremity strength deficits in peripheral arterial occlusive disease patients with intermittent claudication. *Angiology.* 2001;51(1):7-14.
10. Atkins LM, Gardner AW. The relationship between lower extremity function strength and severity of peripheral arterial disease. *Angiology.* 2004;55:347-55.
11. Gardner AW, Montgomery PS. Impaired balance and higher prevalence of falls in subjects with intermittent claudication. *J Gerontol.* 2001;56:454-58.
12. Gardner AW, Montgomery PS. The relationship between history of falling and physical function in subjects with peripheral arterial disease. *Vascular Medicine.* 2001;6:223-27.
13. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Singh MAF, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* doi: 10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c. 2009:1510-30.
14. Lustosa LL, Oliveira LA, Santos LS, Guedes RC, Parentoni NA, Pereira LSM. Efeito de um programa de treinamento funcional no equilíbrio postural de idosos da comunidade. *Fisioter Pesq.* 2010;17(2):153-156.
15. Stenlund T, Lindström B, Granlund M, Burell G. Cardiac rehabilitation for the elderly: Qi Gong and group discussions. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil.* 2005 Feb;12(1):5-11.
16. Crowther et al. Effects of a long-term exercise program on lower limb mobility, physiological responses, walking performance, and physical activity levels in patients with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg.* 2008 Feb;47(2):303-9.
17. Mcdermott MM et al. Treadmill exercise and resistance training in patients with peripheral arterial disease with and without intermittent claudication: a randomized controlled trial. *JAMA.* 2009 ;14;301(2):165-74.
18. Bulmer AC, Coombes JS. Optimising exercise training in peripheral arterial disease. *Sports Med.* 2004;34(14):983-1003. Review.
19. Barbosa AR et al. Functional limitations of Brazilian elderly by age and gender differences: data from SABE Survey. *Cad. Saúde Pub.* 2005;21:1177-85.
20. Cunha-Filho IT, Pereira DAG, Carvalho AM, Campedeli L, Soares M, Sousa FJ. The reliability of walking tests in people with claudication. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007 Jul;86(7):574-82.
21. Cunha-Filho, IT et al. Confiabilidade de testes de caminhada em pacientes claudicantes: estudo piloto. *J Vasc Bras.* 2008;7(2):106-111.

Peso da mochila escolar, sintomas osteomusculares e alinhamento postural de escolares do ensino fundamental.

School backpack weight, musculoskeletal symptoms and postural alignment of schoolchildren.

Lílian Gerdi Kittel Ries⁽¹⁾, Micheli Martinello⁽²⁾, Melina Medeiros⁽³⁾, Mabel Cardoso⁽³⁾.

Departamento de Fisioterapia/Universidade do Estado de Santa Catarina.

Resumo

Introdução: Embora a etiologia dos sintomas osteomusculares seja multifatorial acredita-se que estes podem estar associados a sobrecarga do sistema musculoesquelético e as alterações posturais. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi identificar a prevalência de sintomas osteomusculares e o efeito da dor e da utilização da mochila na postura corporal de escolares. **Método:** Participaram do estudo 50 escolares de oito a 14 anos. Foi analisada a prevalência de sintomas osteomusculares e o alinhamento postural. Os escolares foram fotografados sem mochila e com a mochila habitualmente transportada, no plano coronal e sagital. **Resultados:** Durante o uso da mochila os escolares mostraram diferença significativa no ângulo sagital cervical ($p < 0,05$) e no ângulo sagital do corpo ($p < 0,01$). Não houve associação entre os escolares que referiram ou não dor com os escolares do gênero feminino e masculino e que utilizaram ou não a mochila no peso ideal ($p > 0,05$). **Conclusão:** Mochilas escolares com peso inferior a 10% do peso corporal também podem ocasionar alterações posturais como anteriorização da cabeça e do corpo. Escolares apresentam alta prevalência de sintomas osteomusculares, contudo não foram relacionadas ao excesso de peso transportado.

Palavras-chave: postura, fotogrametria, criança.

Abstract

Introduction: Although the etiology of musculoskeletal disorders is multifactorial it is believed that these may be associated with overload of the musculoskeletal system and postural changes. **Objective:** The objective of this study was to identify the prevalence of musculoskeletal symptoms and the effect of pain and backpack use of body posture in school children. **Method:** 50 students from eight to 14 years participated of this study. The prevalence of musculoskeletal symptoms and postural alignment were analyzed. The students were photographed without backpack and with backpack usually transported, in the coronal and sagittal planes. **Results:** The results indicated that during the use of the school backpack there was significant difference in the cervical sagittal angle ($p < 0.05$) and in the sagittal angle of the body ($p < 0.01$). No association was found among students who reported pain or no pain with female and male students and who used or not backpack in ideal weight ($p > 0.05$). **Conclusion:** School backpack weighing less than 10% of body weight can also cause postural changes as anterior displacement of the head and body. School children have high prevalence of musculoskeletal symptoms, however these were not related to excess weight carried.

Keywords: posture, photogrammetry, child.

Artigo recebido em 4 de outubro de 2010 e aceito em 11 março de 2011.

1. Professora Doutora Adjunta da Universidade do Desenvolvimento do Estado de Santa Catarina, UDESC, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.
2. Mestranda do Curso de Ciências e Movimento da Universidade do Estado de Santa Catarina, UDESC, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.
3. Discente de Fisioterapia da Universidade do Estado de Santa Catarina, UDESC, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Endereço para correspondência:

Lílian Gerdi Kittel Ries - Rua Pascoal Simone, 358, Bairro Coqueiros, Florianópolis - SC, CEP 88080-350. Fone: 0xx48 3321-8600 ou 3321+Ramal | FAX: 0xx48 3321-8607. Email: liliangkr@yahoo.com.br

INTRODUÇÃO

A prevalência de dores na população infantil mostra-se elevada, ao menos 25% das crianças referem algum tipo de sintomatologia⁽¹⁾. Os sintomas osteomusculares são muitas vezes associados ao uso de mochila escolar com sobrepeso⁽²⁾. Na fase do desenvolvimento musculoesquelético, quando os escolares participam das atividades educacionais, a postura corporal pode ser prejudicada devido aos ajustes necessários para compensar o sobrepeso.

O equilíbrio entre as estruturas corporais é passível de modificações durante a infância, pois se relaciona aos hábitos durante suas atividades diárias. Junto com o transporte excessivo de peso, a falta de armários na escola e a maneira como os escolares transportam suas mochilas predispõem à instalação de quadros algicos por favorecerem o desalinhamento postural^(2,3).

As mochilas, quando muito pesadas, podem causar mudanças na postura de tronco e dor lombar⁽⁴⁾. Também podem ocasionar maior assimetria da cabeça⁽⁵⁾, ombros⁽⁶⁾ e maior assimetria pélvica durante a marcha⁽⁷⁾. No plano sagital foi observada maior anteriorização da cabeça^(5,8) e aumento da flexão do tórax, da anteriorização pélvica e da flexão do quadril⁽⁹⁾.

Para minimizar a incidência de alterações posturais alguns estados criaram leis limitando o peso da mochila. Como exemplo pode-se citar lei nº 10.759, de 16 de junho de 1998 que dispõe que o peso máximo tolerável do material escolar transportado diariamente por alunos do pré-escolar e 1º grau da rede escolar pública e privada do Estado de Santa Catarina é, respectivamente, 5% e 10% do peso corporal (PC) da criança⁽¹⁰⁾.

Contudo, esses percentuais são questionados e relacionados com a sobrecarga do sistema musculoesquelético e as alterações na postura corporal⁽¹¹⁻¹³⁾. Qualquer carga posterior determinará um deslocamento linear e anterior da postura⁽¹⁴⁾.

Embora a etiologia dos sintomas osteomusculares seja multifatorial⁽³⁾ acredita-se que estes podem estar associados a sobrecarga do sistema musculoesquelético e as alterações posturais. O transporte diário de mochilas ocasiona um efeito cumulativo na postura do escolar. Diante do exposto, este estudo teve como objetivo identificar a prevalência de sintomas osteomusculares e o efeito da dor e da utilização da mochila na postura corporal de escolares.

MÉTODO

Participantes

Trata-se de um estudo transversal envolvendo 50 escolares, de ambos os gêneros, na faixa etária de oito a 14 anos, matriculados no ensino fundamental. Foram incluídos no estudo indivíduos com índice de massa corporal normal, indivíduos não portadores de necessidades

especiais (neurológica e/ou física) e não participantes de qualquer tratamento ortopédico e/ou fisioterápico.

O projeto de pesquisa foi aprovado por um Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos considerando os princípios éticos de respeito à autonomia das pessoas, de acordo com a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996 do Conselho Nacional de Saúde. Os objetivos e procedimentos da pesquisa foram explanados aos participantes e seus responsáveis, os quais firmaram um termo de consentimento livre e esclarecido propondo-se a participar do estudo.

Instrumentos

Os instrumentos utilizados no presente estudo foram: anamnese, Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (QNSO) e a fotogrametria.

Por meio da anamnese realizou-se a caracterização da amostra, constando de dados antropométricos e ocupacionais.

O QNSO, utilizado para mensurar o relato de sintomas osteomusculares, foi validado no Brasil⁽¹⁵⁾ e apresenta, segundo o coeficiente Kappa, uma confiabilidade de 0,88–1,00⁽¹⁶⁾. O QNSO avalia o indivíduo em relação aos 12 meses e sete dias precedentes à entrevista e abrange a ocorrência de dor e/ou desconforto em determinadas regiões anatômicas⁽¹⁶⁾.

A análise por meio da fotogrametria é considerada mais confiável do que na observação visual⁽¹⁷⁾. A avaliação postural foi realizada mediante o uso de uma câmera digital Sony® 7.2 pixels, posicionada em solo nivelado, sobre um tripé a uma altura de 0,85 cm e a uma distância de 2,4 m do indivíduo avaliado. Sinalizaram-se as referências anatômicas por meio de marcadores esféricos com 1 cm de diâmetro, de coloração branca, fixados por fita dupla face à superfície corporal. Utilizou-se um fio de prumo como eixo vertical de referência. A análise postural foi realizada por meio do software SAPO, desenvolvido por Ferreira (2006)⁽¹⁸⁾ e validado por Ferreira et al., (2010)⁽¹⁹⁾.

Procedimentos

Inicialmente os escolares responderam à anamnese e ao QNSO, relatando presença ou não de sintomas algicos e em quais segmentos corporais a dor se fazia presente: pescoço, ombro, cotovelo, antebraço, punho/mão/dedo, região dorsal, região lombar, quadril/coxa, joelho e tornozelo/pé. Coletaram-se ainda dados a respeito da incapacidade funcional e da necessidade de assistência profissional em virtude da dor e/ou do desconforto. Também foi pesada a mochila habitualmente transportada pelo escolar.

Em seguida, realizou-se a avaliação postural, na qual os participantes vestiam trajes adequados, e adotavam a posição ortostática com os braços ao longo do corpo e pés na postura preferencial. A posição dos pés

adotada pelo escolar foi registrada, pois o posicionamento inicial e a postura preferencial deviam ser mantidos durante a sequência das fotos. O escolar foi fotografado sem mochila e com a mochila habitualmente transportada, no plano coronal anterior e sagital direito.

As imagens foram registradas em ordem aleatória por um único avaliador, previamente treinado e um segundo avaliador foi responsável pela marcação dos pontos nas seguintes referências anatômicas: cervical (C7), glabella, tragos, acrômios, espinhas íliacas ântero-superiores, trocânter maior do fêmur, linhas articulares do joelho e maléolos laterais (figura 1).

A digitalização das imagens fotográficas e o cálculo dos ângulos foram realizados por três avaliadores diferentes. Foram analisadas as seguintes variáveis angulares no plano coronal: assimetria da cabeça, assimetria de ombros, assimetria pélvica, assimetria do trocânter, assimetria dos joelhos, assimetria maleolar (todos os ângulos são formados pela linha que passa pelos marcadores do lado esquerdo e direito de cada referência anatômica e linha perpendicular ao fio de prumo) e assimetria corporal (ângulo livre formado pela linha que passa pelo marcador da glabella e ponto médio entre os maléolos com linha paralela ao fio de prumo que passa no ponto médio entre os maléolos). No plano sagital: ângulo sagital cervical (ângulo livre formado pela linha que passa no marcador do trago até o marcador da C7 e linha perpendicular ao fio de prumo que passa no marcador do C7), ângulo sagital dos ombros (ângulo livre formado pela linha que passa no marcador da C7 até o marcador do acrômio e linha perpendicular ao fio de prumo que passa no marcador do acrômio), e ângulo sagital corporal (ângulo livre formado pela linha que passa pelo marcador do trago até o marcador do maléolo externo e linha paralela ao fio de prumo que passa pelo marcador do maléolo externo) (figura 1).

Análise Estatística

Os participantes foram caracterizados por meio da estatística descritiva (média, desvio-padrão, frequência simples e porcentagem) e para cada variável angular foi considerada a média aritmética dos três avaliadores, somente valores absolutos foram considerados.

As variáveis angulares foram analisadas por meio da Análise de Variância de Medidas Repetidas com um fator fixo intersujeitos Dor (Com e Sem Dor) no último ano ou na última semana e de um fator fixo intra-sujeitos Mochila (Com e Sem Mochila).

O teste Qui-Quadrado foi aplicado para verificar a existência de associação entre os indivíduos que referiram ou não dor nos últimos 12 meses e na última semana com os indivíduos do gênero feminino e masculino e que utilizaram ou não a mochila no peso ideal (menor do que 10% do PC).

Foi utilizado para análise o programa estatístico

Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 17.0 para Windows e, para todos os procedimentos foi adotado o nível de significância de 5% ($p < 0.05$) com distribuição bi-caudal.

RESULTADOS

Foram avaliados 20 escolares do gênero feminino e 30 do gênero masculino com idade de $10,32 \pm 1,73$ anos, peso de $38,04 \pm 9,65$ kg e altura de $1,42 \pm 0,14$ m. O peso da mochila habitualmente utilizado pelos escolares foi $2,49 \pm 1,18$ kg representando $6,79 \pm 3,37$ % do PC (41 mochilas apresentaram menos do que 10% do PC).

Em relação aos sintomas osteomusculares avaliados por meio do QNSO, foi verificado que 29 escolares (58%) referiram dor em alguma parte do corpo nos últimos 12 meses, e destes 15 relatam dor nos sete dias prévios à avaliação (tabela 1). Os locais mais referidos

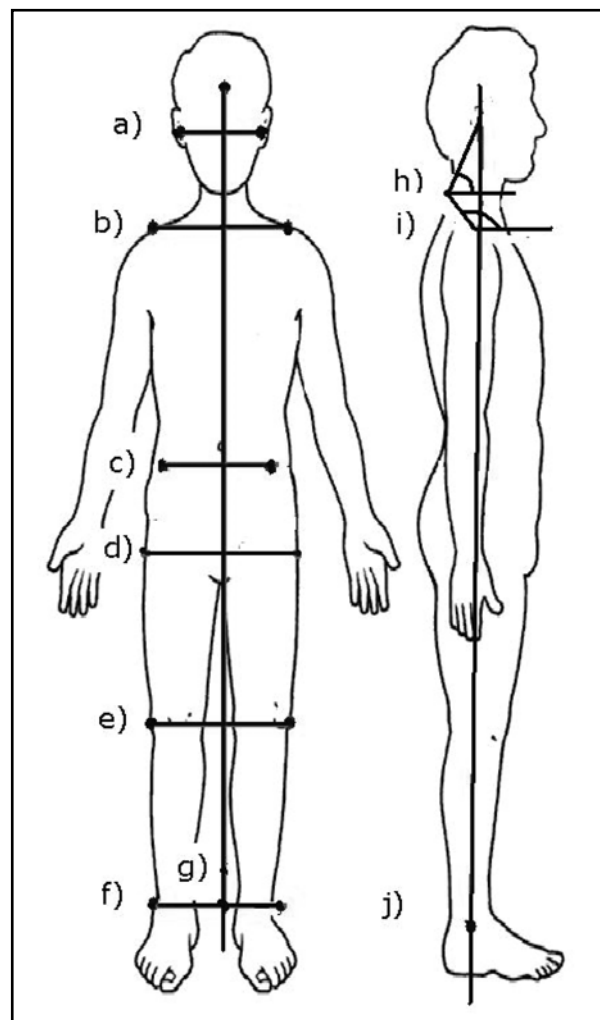


Figura 1. Ângulos medidos no plano coronal: a) assimetria da cabeça, b) assimetria de ombros, c) assimetria pélvica, d) assimetria do trocânter, e) assimetria dos joelhos, f) assimetria maleolar, e g) assimetria corporal. No plano sagital: h) ângulo sagital cervical, i) ângulo sagital dos ombros, e j) ângulo sagital corporal.

Tabela 1. Prevalência de sintomas osteomusculares por região anatômica.

Região Anatômica	Sintomas			
	Últimos 12 meses (n=29)		Últimos 7 dias (n=15)	
	N	%	N	%
pescoço	12	41,37	-	-
ombro	16	55,17	7	46,66
cotovelo	3	10,34	-	-
antebraço	-	-	-	-
punho/mão/dedo	5	17,24	1	6,66
região dorsal	9	31,03	3	20
região lombar	9	31,03	5	33,33
quadril/coxa	4	13,79	1	6,66
joelho	6	20,68	-	-
tornozelo/pé	2	6,89	-	-

foram as regiões cervical, ombros, dorsal e lombar. Oito escolares (16%) referiram que esta dor foi impedimento para realizar atividades normais e quatro (8%) consultaram algum profissional da área de saúde por causa dessa condição.

A análise de variância de medidas repetidas mostrou que não houve diferença significativa ($p>0,05$) na assimetria da cabeça, ombros, pélvica, trocânter, joelhos, maleolar e corporal e no ângulo sagital dos ombros durante a postura com e sem mochila entre os escolares que referiram ou não dor (tabela 2). O teste estatístico mostrou que durante o uso da mochila os escolares mostraram diferença significativa no ângulo sagital cervical ($p<0,05$) e no ângulo sagital do corpo ($p<0,01$). Entretanto, não se observou significativo efeito da Dor e da interação entre Dor e Mochila ($p>0,05$).

Observou-se que 13 escolares do gênero do feminino (65% de 20) e 16 do gênero masculino (53,34% de 30) referiram sintomas osteomusculares. Estes sintomas foram referidos por seis escolares (66,67% de nove) que transportavam mais de 10% do PC e 23 escolares (56,10% de 41) que transportavam menos do que 10% do PC. O teste Qui-quadrado demonstrou que não houve associação entre os escolares que referiram ou não dor nos últimos 12 meses ou na última semana com os escolares do gênero feminino e masculino e que utilizaram ou não a mochila no peso ideal ($p>0,05$).

DISCUSSÃO

A mochila é a forma mais utilizada no transporte do material escolar. Neste estudo 18 % dos escolares avaliados transportavam em suas mochilas cargas superiores a 10% do PC, valor bastante abaixo do encontrado por De Souza e Santos (2010)⁽⁸⁾, 44,09%. Apesar da maioria dos escolares avaliados apresentarem sua mochila num peso ideal, foi observada alta prevalência

(58%) de sintomas osteomusculares. Os sintomas mais encontrados foram dores na região do pescoço, dos ombros, dorsal e lombar. Goodgold et al (2002)⁽²⁾ encontraram tais queixas em um terço da amostra estudada. Whittfield et al (2005)⁽³⁾ verificaram que 77,1% (de 140) dos escolares apresentaram sintomas osteomusculares principalmente na região do pescoço, ombros e parte superior e inferior das costas, dados compatíveis com os resultados do presente estudo.

Em escolares que transportavam em média 17,43% PC, foi observado que 33,3% (de 345) relataram faltar à escola, ir ao médico e abster-se de realizar atividade física em virtude da dor⁽²⁾. No presente estudo encontrou-se percentuais mais baixos. O peso médio das mochilas foi 6,79 % PC, 16% dos escolares referiram que a dor impediu determinadas atividades e 8% procuraram atendimento especializado. O menor peso transportado pode ter influenciado estes resultados.

Não foi observada associação do relato de dor no último ano ou na última semana com os escolares que utilizaram a mochila com peso maior do que 10% PC. Corroborando com este estudo, a avaliação de 887 estudantes não mostrou associação entre o peso da mochila maior do que 10% do PC e a referência de dor⁽²⁰⁾. Nesse estudo 60% dos estudantes relataram sentir dor e a maior prevalência também foi na região cervical e nos ombros⁽²⁰⁾. Contudo, outro estudo encontrou associação entre a ocorrência de dor na região dorsal tanto com o peso da mochila quanto com a quantidade do uso desta⁽²¹⁾.

No presente estudo não foi encontrada associação significativa entre os escolares do gênero feminino e masculino e a presença de dor. Navuluri & Navuluri (2006)⁽²²⁾ avaliaram a dor na região do pescoço e na região dorsal e observaram maior incidência e maior intensidade de dor no gênero feminino. Embora a maio-

Tabela 2. Média e Desvio-Padrão das variáveis angulares durante a postura sem mochila e com a mochila com o peso habitualmente utilizado dos escolares que relataram ou não dor e Análise de Variância de Medidas Repetidas.

	Mochila	Dor		Efeito da Dor		Efeito da Mochila	
		Com (n=29)	Sem (n=21)	F	P	F	P
Plano Coronal		Média(DP)	Média(DP)				
Assimetria Cabeça	Com	1,96 (1,11)	2,14 (1,90)	0,01	0,94	0,02	0,88
	Sem	2,08 (1,62)	1,95 (1,15)				
Assimetria Ombro	Com	2,03 (1,74)	1,93 (1,31)	0,01	0,92	0,57	0,45
	Sem	1,72 (1,20)	1,89 (1,44)				
Assimetria Pélvica	Com	2,02 (1,46)	1,86 (1,35)	0,66	0,42	0,05	0,82
	Sem	2,15 (1,49)	1,66 (1,38)				
Assimetria Trocanter	Com	2,30 (1,91)	3,55 (2,15)	1,96	0,17	0,03	0,87
	Sem	2,71 (2,40)	3,05 (2,32)				
Assimetria Joelho	Com	2,86 (2,15)	1,96 (1,23)	2,87	0,09	0,26	0,61
	Sem	2,82 (1,74)	2,15 (1,25)				
Assimetria Maleolar	Com	2,72 (1,90)	2,58 (2,22)	0,02	0,90	0,79	0,38
	Sem	2,52 (1,85)	2,53 (2,06)				
Assimetria Corporal	Com	0,86 (0,61)	0,68 (0,45)	0,43	0,52	0,83	0,37
	Sem	0,67 (0,50)	0,68 (0,63)				
Plano Sagital		Média(DP)	Média(DP)	F	P	F	P
Ângulo S da Cabeça	Com	48,01 (6,36)	50,93 (6,39)	3,74	0,06	6,86	0,01*
	Sem	50,00 (5,20)	52,88 (5,39)				
Ângulo S do Ombro	Com	137,84 (11,09)	133,01 (13,43)	1,24	0,27	0,10	0,76
	Sem	137,74 (15,53)	134,15 (16,13)				
Ângulo S do Corpo	Com	5,47 (1,50)	5,32 (1,41)	0,03	0,86	34,32	0,00**
	Sem	4,11 (0,91)	4,15 (1,44)				

*Diferença estatisticamente significativa: * p<0,05; ** p<0,01.

ria dos avaliados transportava em suas mochilas pesos maiores do que 10 % do peso corporal, também não observaram correlação entre o peso e a sintomatologia relatada⁽²²⁾. Sheir-Neiss et al. (2003)⁽²¹⁾ encontraram um número significativamente maior de escolares do gênero feminino com dor nas costas; meninas que carregavam uma bolsa todos os dias, além de uma mochila relataram significativamente mais dor nas costas que aquelas que não o fizeram. Este estudo limitou-se apenas na mochila escolar habitualmente utilizada, não questionou

a utilização concomitante de outra bolsa.

Quando a carga da mochila excede a capacidade de sustentação da musculatura, pode ocasionar alterações posturais, dor ou disfunção desta⁽²³⁾. Neste estudo, foi observado que a mochila, mesmo sendo transportada num peso menor do que 10% PC (6,79% do PC), causou menor ângulo sagital da cabeça e maior ângulo sagital do corpo. Este resultado mostra que a mochila causou, respectivamente, maior anteriorização da cabeça e maior anteriorização do corpo.

Com a diminuição do ângulo sagital da cabeça maior atividade isométrica é necessária dos músculos extensores paraespinhais superficiais, podendo ocasionar dor ou desconforto⁽²⁴⁾. Os escolares com dor apresentaram maior anteriorização da cabeça, mas não houve significância estatística. O deslocamento anterior e horizontal da C7 com a mochila pode estar relacionado com a grande prevalência de dores referidas na região do ombro e do pescoço.

A anteriorização corporal observada com peso menor do que 10% do PC (6,79% PC) corrobora com os resultados de outro estudo com peso da mochila de 3%, 5% e 10% do PC⁽¹⁴⁾. Outros estudos consideram somente pesos superiores a 10 % do PC como prejudiciais ao alinhamento postural^(25,26). Contudo, estas alterações posturais podem não ser dependentes de um de peso de mochila maior do que 10% do PC já que o peso menor também ocasionou uma diferença significativa na anteriorização corporal.

Como não foi observada associação do relato de dor com os escolares que utilizaram a mochila com peso maior do que 10% PC, sugere-se que a mochila pode não ser o fator determinante mas apenas contribuído para estes resultados. Outros hábitos posturais incorretos devem ser pesquisados. Aspectos comportamentais, socioeconômicos e antropométricos são determinantes na postura da criança⁽²⁷⁾. Além de mochilas com

sobrepeso, posturas inadequadas diárias foram referidas como causa da alta incidência de alterações posturais de escolares⁽²⁸⁾. Também são bastante referidas as dores osteomusculares causadas por alterações posturais na posição sentada^(27,29). As crianças permanecem por longos períodos com uma postura sentada inadequada, seja na sala de aula⁽²⁸⁾, na frente do computador⁽²⁹⁾ e televisão⁽²⁷⁾.

Hábitos posturais inadequados desde a fase escolar são preocupantes, pois favorecem os desalinhamentos posturais e a alta prevalência de queixa dolorosa. É importante orientar pais e professores sobre o problema da má postura e suas conseqüências para a qualidade de vida, que podem ser desde dor até incapacidade funcional, na infância e na idade adulta⁽²⁸⁾. Recomendam-se outros estudos que relacionem sintomas osteomusculares com alterações posturais.

CONCLUSÃO

Diante das evidências encontradas no presente estudo, conclui-se que mochilas com peso inferior a 10% também podem ocasionar alterações na postura corporal como anteriorização da cabeça e do corpo. Escolares do ensino do 1º grau apresentam alta prevalência de sintomas osteomusculares, contudo não foram relacionadas ao excesso de peso transportado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. David J. Evaluation of back pain in children. *Paediatr Child Health*. 2007; 18(2):56-60.
2. Goodgold S, Corcoran M, Gamache D, Gillis J, Guerin J, Coyle JQ. Backpack use in children. *Pediatr Phys Ther*. 2002;14:122-31.
3. Whittifield J, Legg SJ, Hedderley DI. (2005). Schoolbag Weight and Musculoskeletal Symptoms in New Zealand Secondary Schools. *Appl Ergon*. 2005;36:193-98.
4. Al-Khabbaz YS, Shimada T, Hasegawa M. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait Posture*. 2008;28(2):297-302.
5. Chansirinukor W, Wilson D, Grimmer K, Dansie B. Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Aust J Physiother*. 2001;47:110-16.
6. Pascoe D, Pascoe E, Wang T, Shum M, Kim K. Influence of carrying book bags on gaitcycle and posture of youths. *Ergonomics*. 1997;40:631-41.
7. Smith B, Ashton KM, Bohl D, Clark RC, Metheny JB, Klassen S. Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students. *Gait Posture*. 2006;23:263-267.
8. De Souza ACS, Santos GMA. Influência do Peso da Mochila nas Alterações Posturais em Pré-Adolescentes. *Ter Man*. 2010;8(38):277-84.
9. Devroey C, Jonkers I, De Becker A, Lenaerts G, Spaepen A. Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*. 2007;50(5):728-42.
10. Santa Catarina. Lei Promulgada nº 10.759 de 16 de junho de 1998. Dispõe sobre o peso máximo tolerável do material escolar transportado diariamente por alunos do Pré-Escolar e 1º Grau da Rede Escolar Pública e Privada do Estado de Santa Catarina. Assembléia Legislativa do Estado de Santa Catarina.
11. Hong Y, Brueggmann GP. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait Posture*. 2000;11(3):254-59.

12. Seven YB, Akalan NE, Yucesoy CA. Effects of Back Loading on the Biomechanics of Sit-to-stand Motion in Healthy Children. *Hum Mov Sci.* 2008;27(1):65-79.
13. Moore MJ, White GL, Moore LD. Association of Relative Backpack Weight With Reported Pain, Pain Sites, Medical Utilization, and Lost School Time in Children and Adolescents. *J Sch Health.* 2007;77(5):232-39.
14. Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, Trott P. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2002;3(10):1-10.
15. Pinheiro FA, Troccoli BT, Carvalho CV. Validity of the Nordic Musculoskeletal Questionnaire as morbidity measurement tool. *Rev Saude Publica.* 2002;36(3):307-12.
16. Carvalho AJFP, Alexandre NMC. Sintomas Osteomusculares em Professores do Ensino Fundamental. *Rev Bras Fisiot.* 2006;10(1):35-41.
17. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisiot.* 2005;9(3):327-34.
18. Ferreira EAG. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. Tese de doutorado. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2006.
19. Ferreira EAG, Duarte M, Maldonado EP, Burke TN, Marques AP. Postural assessment software (PAS/SAPO): validation and reliability. *Clinics.* 2010;65(7):675-81.
20. Couceiro C, Muniz R, Da Silva MG. Algias vertebrais no Adolescente: Estudo de levantamento. *Essfisionline.* 2004;1(1):4-19.
21. Sheir-Neiss GI, Kruse RW, Rahman T, Jacobson LP, Pelli JA. The Association of Backpack Use and Back Pain in Adolescents. *Spine.* 2003;28(9):922-30.
22. Navuluri N, Navuluri RB. Study on the relationship between backpack use and back and neck pain among adolescents. *Nurs Health Sci.* 2006;8:208-15.
23. Rodrigues S, Montebelo MIL, Teodori RM. Distribuição da força plantar e oscilação do centro de pressão em relação ao peso e posicionamento do material escolar. *Rev Bras Fisiot.* 2008;12(1):43-8.
24. Briggs A, Straker L, Grieg A. Upper quadrant postural changes of school children in response to interaction with different information technologies. *Ergonomics.* 2004;47:790-819.
25. Pascoe D, Pascoe E, Wang T, Shum M, Kim K. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics.* 1997;40:631-41.
26. Shasmin HN, Abu Osman NA, Razali R, Usman J, Wan Abas WAB. The Effect of Load Carriage Among Primary School Boys: A Preliminary Study. *J Mech Med Biol.* 2007;7(3):265-74.
27. Detsch C, Luz AMH, Candotti CT, de Oliveira DS, Lazon F, Guimarães LK, et al. Prevalência de alterações posturais em escolares do ensino médio em uma cidade no Sul do Brasil. *Rev Panam Salud Publica.* 2007;21(4):231-8.
28. Penha PJ, João SMA, Casarotto RA, Amino CJ, Penteado DC. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics.* 2005;60(1):9-16.
29. Brink Y, Crous LC, Louw QA, Grimmer-Somers K, Schreve K. The association between postural alignment and psychosocial factors to upper quadrant pain in high school students: A prospective study. *Man Ther.* 2009;14(6):647-53.

Atividade mioelétrica máxima dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em cadeia cinética aberta e fechada.

Maximal myoelectric activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis in open and closed kinetic chain.

André Serra Bley⁽¹⁾, Diego Barbosa Fonseca⁽²⁾, Marjori do Prado de los Santos⁽²⁾, Adriano Rodrigues Oliveira⁽¹⁾, João Carlos Ferrari Corrêa⁽¹⁾, Paulo Henrique Marchetti^(3,4).

Resumo

Introdução: O alinhamento patelar, por parte dos estabilizadores dinâmicos, está diretamente relacionado ao equilíbrio na atividade muscular do Vasto Medial Oblíquo (VMO) e Vasto Lateral (VL). Alterações anatômicas e biomecânicas do membro inferior são comumente relacionadas com a etiologia da Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP). Estudos constataram que o controle neural não apropriado do quadríceps está relacionado a esta condição, principalmente quando a magnitude e o início da atividade mioelétrica do VMO leva desvantagem em relação ao VL. **Objetivo:** Avaliar a ativação eletromiográfica do VMO e VL, em contração isométrica voluntária máxima, em ângulos articulares específicos de 80° em cadeia cinética aberta (CCA) e de 30° em cadeia cinética fechada (CCF). **Método:** Participaram 12 voluntários (24±4 anos), sendo 9 homens. Foi realizado um estudo transversal aprovado pelo comitê de ética da Instituição. Incluídos apenas voluntários hígidos, sedentários, sem histórico de lesão ou cirurgia nos membros inferiores. Foram submetidos a aquisições eletromiográficas do VMO e VL, durante contração isométrica voluntária máxima do quadríceps em CCA a 80° e em CCF a 30°. O sinal elétrico foi analisado através da atividade eletromiográfica integrada (IEMG) e então foram comparadas as tarefas (CCA e CCF) e músculos (VMO e VL) através de uma ANOVA (2x2). **Resultados:** Durante a CIVM, a IEMG dos músculos VMO e VL apresentaram diferenças significativas quando comparados entre tarefas (CCA e CCF) ($p=0,02$ e $p=0,08$, respectivamente), entretanto, não foram verificadas diferenças entre músculos para cada tarefa analisada. **Conclusão:** Houve diferença significativa na IEMG do VMO e do VL entre tarefas (CCA e CCF) durante a CIVM em ângulos articulares específicos.

Palavras-chave: Síndrome femoropatelar, vasto medial oblíquo, cadeia cinética aberta, cadeia cinética fechada, eletromiografia de superfície.

Abstract

Introduction: The patellar alignment on the part of the dynamic stabilizers, is directly related to the balance in muscle activity of the vastus medialis obliquus (VMO) and vastus lateralis (VL). Anatomical and biomechanical lower limb are commonly related to the etiology of patellofemoral pain syndrome (PFPS). Studies have found that neural control of the quadriceps is not appropriate related to this condition, especially when the magnitude of the myoelectric activity and onset of VMO relative disadvantage leading to the VL. **Objective:** To evaluate the electromyography activity of the VMO and VL during maximal voluntary isometric contraction (MVIC), using specific joint angles of 80° in open kinetic chain (OKC) and 30° in closed kinetic chain (CKC). **Method:** We conducted a cross-sectional study approved by the ethics committee of the institution. Twelve sedentary, healthy subjects were analyzed with no history of injury or lower extremity surgery. We acquired the electromyography data of the VMO and VL during maximal isometric voluntary contraction in OKC (at 80°) and CKC (at 30°). The root-mean squared was calculated by electromyography data (RMS EMG), then RMS EMG was integrated (IEMG) and ANOVA (2x2) was used to compare tasks and muscles. **Results:** During MVIC, the IEMG of the VMO and VL presented significant differences when compared between tasks (OKC and CKC) ($p=0.02$ and $p=0.08$, respectively), however, we did not observe significant differences between muscles for each task. **Conclusion:** There were significant differences in IEMG for the VMO and VL between tasks, using MVIC in specific joint angles.

Keywords: Patellofemoral syndrome, vastus medialis oblique muscle, open kinetic chain, closed kinetic chain, surface electromyography.

Artigo recebido em 15 de outubro de 2010 e aceito em 10 março de 2011.

1 Docente do curso de Fisioterapia da Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, Brasil;

2 Discente do curso de Fisioterapia da Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, Brasil;

3 Docente do curso de Educação Física da Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, Brasil;

4 Grupo de Pesquisa em Neuromecânica do Treinamento de Força (GNTF), Faculdade de Educação Física de Sorocaba - FEFISO, Sorocaba, Brasil;

Endereço para correspondência:

André Serra Bley - R. Prof. Maria José Barone, nº 300. São Paulo - SP - CEP 02117-020 Tel: (11) 26339301. E-mail: andrebley@uninove.br

INTRODUÇÃO

O alinhamento patelar, por parte dos estabilizadores dinâmicos, está diretamente relacionado ao equilíbrio na atividade muscular do Vasto Medial Oblíquo (VMO) e Vasto Lateral (VL). O deslocamento inadequado da patela em relação à tróclea femoral produz um padrão anormal do alinhamento patelar, que pode estar relacionado a uma alteração na atividade dos músculos estabilizadores dinâmicos mediais e laterais da patela predispondo a articulação femoropatelar à lesão⁽¹⁻³⁾. Tais alterações anatômicas e biomecânicas do membro inferior são comumente relacionadas com a etiologia da Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP), como restrição de tecidos moles (desequilíbrio estático) e distúrbios musculares (desequilíbrio dinâmico). Existe uma relação bem estabelecida entre a insuficiência do VMO e os sintomas da SDFP. Sendo assim, estudos constataram que o controle neural não apropriado do quadríceps está relacionado a esta condição, principalmente quando a magnitude e o início da atividade mioelétrica do VMO leva desvantagem em relação ao VL⁽⁴⁻⁶⁾.

Exercícios em Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) têm sido empregados em diferentes programas de reabilitação da SDFP, os quais buscam encontrar maior eficiência na ativação seletiva do VMO, porém ainda não existe consenso sobre a melhor abordagem a ser utilizada⁽⁶⁻⁸⁾. Paralelamente as discussões sobre ativação do VMO, estudos baseados no limiar crítico de estresse femoropatelar propõem que os exercícios para o músculo quadríceps femoral em CCA devam ocorrer em amplitudes específicas entre 90-60-90°, pois produzem menores zonas de pressão por maior área de contato da patela com a tróclea. Para os exercícios em CCF, o estresse não atinge limiares críticos em amplitudes específicas entre 0-40-0°, pois o vetor de força de retropressão patelar gerado é menor⁽⁹⁻¹⁰⁾.

Entretanto, foram encontrados poucos estudos que comparam a ativação máxima dos músculos VMO e VL, entre tarefas de CCA e CCF nas amplitudes específicas propostas e que produzem menor estresse de contato femoropatelar. Sendo assim, este trabalho teve por objetivo avaliar a ativação eletromiográfica do VMO e do VL, durante uma contração isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps femoral, nas amplitudes específicas de movimento de 80° em CCA e de 30° em CCF.

MÉTODO

Trata-se de um estudo transversal, prospectivo, realizado no laboratório de Biodinâmica do Movimento Humano da Instituição. Foram selecionados 12 participantes, saudáveis, sedentários, com média de idade de 24±4 anos, sendo 9 homens (75%) e 3 mulheres (25%). Foram excluídos do estudo os indivíduos praticantes de atividade física regular, indivíduos com dor muscular ou articular no dia da avaliação, indivíduos

com SDFP, alterações posturais graves e histórico de doenças e/ou cirurgia prévia nos membros inferiores. A metodologia proposta foi formulada respeitando resoluções 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho – UNINOVE (parecer nº 338001). Todos os participantes foram esclarecidos quanto à metodologia utilizada e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para a coleta dos dados, foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais (EMG System do Brasil), com filtro de banda de frequência 10-500 Hz, amplificador com ganho de 100x (total final de 1000x). Dois pares de eletrodos de superfície, acoplados a um pré-amplificador de 20x, do tipo ativo, bipolar, diferencial e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB (auto-adesivo e descartável *Medtrace*), foram colocados sobre o VMO e VL (distância entre eletrodos de 2 cm), segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*)⁽¹¹⁾. Prévia a colocação dos eletrodos foram realizadas tricotomia, limpeza do local. O eletrodo de referência foi colocado no tornozelo, sob o maléolo lateral.

Os participantes foram instruídos a realizar três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) do músculo quadríceps femoral, com duração de 10 segundos e repouso de 60 segundos entre cada repetição. Em CCA, os participantes foram permanecerem sentados em uma maca, a amplitude da articulação do joelho foi fixada em 80° de flexão ajustado por um goniômetro universal da marca Carci®, o tornozelo preso a uma corrente contra uma resistência externa fixa. Para a coleta do sinal EMG em CCF foi utilizado o *Leg Press* inclinado a 45°, com a plataforma fixa a uma resistência externa, na qual os joelhos eram posicionados numa amplitude de 30° de flexão ajustado por um goniômetro universal da marca Carci®.

Para o registro e análise da atividade elétrica dos músculos VMO e VL do membro inferior dominante de cada sujeito (avaliado por um questionamento oral), seguiram-se as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (ISEK). Todos os traçados eletromiográficos foram tratados para posterior comparação e análise conforme preconizado por Winter, em 1991. Foram removidos o primeiro e último segundo do sinal EMG visando evitar ajustes corporais ou o efeito da fadiga. Foram analisados apenas os 2 primeiros segundos após a estabilização da força evitando o efeito da fadiga neuromuscular. O processamento do sinal EMG seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi utilizada a *root-mean square (RMS)* com uma janela de 100 ms, para a amplitude do sinal EMG (RMS EMG), e então o sinal RMS EMG foi integrado (IEMG). Foram calculados os valores

médios da IEMG entre as três tentativas máximas, para cada tarefa (CCA e CCF), para posterior comparação.

A análise estatística descritiva envolveu medidas de tendência central e variabilidade. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP). A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Kolmogorov-Smirnov* e de *Levene*, respectivamente. ANOVA (2x2) foi utilizada para IEMG, tendo como fator a tarefa (CCA e CCF) e músculo (VL e VMO). Um nível de significância (α) de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 18.0.

RESULTADOS

A atividade elétrica dos músculos VMO e VL, em indivíduos saudáveis e sedentários, durante uma CIVM, apresentou diferenças significativas quando comparados em CCA e CCF ($p=0,02$ e $p=0,08$, respectivamente). Observa-se que o VL e VMO apresentaram maiores valores de IEMG em CCA quando comparados à CCF ($\Delta VL=30\%$ e $\Delta VMO=30\%$, respectivamente). Não foram verificadas diferenças significativas entre o VMO e VL para cada tarefa analisada (Figura 1).

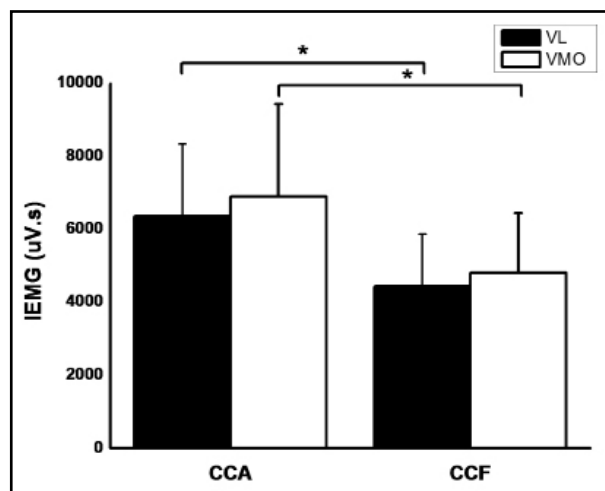


Figura 1. Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica integrada (IEMG) dos músculos vasto lateral e vasto medial oblíquo durante a contração isométrica voluntária máxima para as tarefas de cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF) ($*p<0,05$).

DISCUSSÃO

Este estudo investigou, em indivíduos saudáveis e sedentários, a ativação eletromiográfica do VMO e do VL, durante uma contração isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps femoral, nas amplitudes específicas de movimento de 80° em CCA e de 30° em CCF.

O exercício capaz de proporcionar maior ativação eletromiográfica do VMO quando comparado ao VL, nas

amplitudes controladas utilizadas em CCA e CCF neste estudo, podem servir como indicação para a reabilitação da SDFP, uma vez que é descrito na literatura que estas amplitudes geram menores níveis de reação de estresse e contato femoropatelar⁽⁹⁻¹³⁾. Os resultados do presente estudo não verificaram diferenças entre músculos para ambas as tarefas, entretanto foi verificada tendência à maior atividade mioelétrica do VMO em relação ao VL em ambas as situações propostas, corroborando o estudo de Irish *et al.*⁽¹⁴⁾. Nossos achados corroboram com outros estudos que não verificaram diferenças entre na ação mioelétrica de VMO e VL. Morrish *et al.*⁽¹⁵⁾ analisaram o padrão de atividade elétrica dos músculos VMO e VL, em indivíduos saudáveis, nos exercícios de CCA a 20° de flexão do joelho e também não verificaram diferenças entre as ações musculares. O estudo de Karst e Willett⁽¹⁶⁾ também não encontrou diferenças significativas, em indivíduos com e sem dor femoropatelar, em relação ao início da ativação do VMO e VL em CCA e CCF. Dessa forma, os exercícios realizados em CCA e CCF nas amplitudes testadas podem não influenciar preferencialmente a ativação muscular do VMO⁽¹⁰⁾.

Deve-se destacar que a atividade eletromiográfica, em indivíduos portadores da SDFP (grupo não testado no presente estudo), pode apresentar diferenças, quando comparados aos sedentários^(14, 17). O estudo de Bevilacqua-Grossi *et al.*⁽¹⁸⁾ verificou que tanto exercícios em CCA quanto em CCF podem ser realizados durante a intervenção fisioterapêutica. Os resultados do referido estudo mostraram que em indivíduos com SDFP a porcentagem de disparo do sinal elétrico inicial do músculo VL não é maior quando comparada ao VMO.

No entanto, o estudo obteve resultados significantes para a ativação do VMO e VL entre tarefas, apresentando maior participação muscular em CCA quando comparados a CCF.

Stensdotter *et al.*⁽¹⁹⁾ encontraram resultados diferentes, em seu estudo verificando maior amplitude do sinal do músculo VMO em exercícios de CCF, em indivíduos saudáveis. No estudo de Anderson *et al.*⁽²⁰⁾, a atividade elétrica dos músculos VMO e VL, em indivíduos saudáveis, durante o agachamento de 0 a 30°, 0 a 60° e 0 a 90°, indicou uma tendência do aumento na atividade do VMO com o aumento da flexão do joelho. Para Pulzatto *et al.*⁽²¹⁾ o padrão de ativação eletromiográfica foi significativamente maior do VM quando comparado ao VL no exercício de *step* com 45° de flexão do joelho. Já o exercício realizado no *step* a 75° potencializou a ativação do músculo VL, o que pode favorecer o deslocamento lateral da patela, sendo assim contra-indicado aos portadores da SDFP. Oliveira *et al.*⁽²²⁾ refere que no movimento de extensão do joelho associada à adução do quadril favorece um maior predomínio na atividade eletromiográfica do músculo VMO. Entretanto, o estudo de Cabral *et al.*⁽¹⁰⁾ não corrobora os resultados do pre-

sente estudo, pois não foram encontradas diferenças na ativação eletromiográfica durante uma contração isotônica do VMO e VL nas amplitudes controladas (os quais geram menor estresse femoropatelar) em CCA e CCF. Porém, é destacado que o fortalecimento do músculo quadríceps femoral, em ambas as situações, melhora os principais sinais e sintomas dos indivíduos com SDFP.

Em vista dos estudos analisados, as diferenças metodológicas encontradas impedem que sejam feitas comparações mais aprofundadas com os resultados obtidos nesta pesquisa. O presente estudo apresenta certas limitações como: (1) este estudo foi realizado com indivíduos saudáveis e sedentários, desta forma os resultados não podem ser transferidos diretamente para os indivíduos com SDFP; (2) a coleta foi realizada durante uma contração isométrica e os protocolos de reabilitação são comumente realizados com contrações isotônicas; (3) As tarefas foram executadas em amplitudes articulares diferentes, possibilitando diferenças na rela-

ção comprimento-tensão dos músculos analisados.

CONCLUSÃO

Foram verificadas diferenças significativas do VMO e do VL, durante a contração isométrica máxima do músculo quadríceps femoral, em indivíduos saudáveis e sedentários, com predomínio da atividade mioelétrica destes músculos na atividade realizada em CCA (ADM de 80°) quando comparada a CCF (ADM de 30°). Não foram verificadas diferenças entre a ação dos músculos VL e VMO para cada tarefa realizada, apenas uma tendência a uma maior ativação do VMO em ambas as tarefas realizadas.

Sugerimos que novos estudos sejam realizados também em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar, associado a contrações isotônicas dentro das amplitudes controladas de movimento, a fim de se obter resultados mais específicos aos protocolos de reabilitação para tal síndrome.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Santos EP, Bessa SNF, Lins CAA, Marinho AMF, Silva KMP, Brasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo e vasto lateral durante atividades funcionais em sujeitos com síndrome da dor patelofemoral. *Rev Bras Fisioter.* 2008; 12(4): 304-10.
2. Bueno RC, Fortes JBP, Camacho SP. Eletromiografia do músculo quadríceps-femural: influência do treinamento específico no disparo neuromotor periférico. *Mov. & Percepção.* 2007; 8(11): 55-70.
3. Ribeiro DC, Loss JF, Caneiro JPT, Lima CS, Martinez FG. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. *Acta Ortop. Bras.* 2005; 13(4): 189-93.
4. Smith TO, Dixon J, Bowyer D, Davies L, Donell ST. EMG activity of vastus medialis and vastus lateralis with patellar instability. *Physical Therapy Reviews,* 2008; 13(6): 405-14.
5. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Eletromiografia e Teste de Velocidade de Condução Nervosa. 2nd ed. Lowell, Massachusetts; 1993. p. 183-218.
6. Domingues CB. Ativação seletiva do vasto medial por meio da cinesioterapia ativa. *Fisioter. Mov.* 2008; 21(1): 21-31.
7. Fehr GL, Junior AC, Cacho EWA, Miranda JB. Efetividade dos exercícios em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor femoropatelar. *Rev Bras Med Esportes,* 2006; 12(2): 66-70.
8. Bessa SNFB, Santos EP, Silveira RAG, Maia HB, Brasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo em portadoras da síndrome da dor patelofemoral. *Rev Fisioter Pesq* 2008; 15(2): 157-63.
9. Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. Reabilitação Física das lesões desportivas: Biomecânica Patelofemoral. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 242-249.
10. Cabral CMN, Melim AMO, Sacco ICN, Marques AP. Fisioterapia em pacientes com síndrome fêmoropatelar: comparação de exercícios em cadeia cinética aberta e fechada. *Acta Ortop Bras.* 2008; 16(3): 180-185.
11. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361-74.
12. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, Hill JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993; 21:438-44.
13. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(4):556-69.
14. Irish SE, Millward AJ, Wride J, Hass BM, Shum GL. The effects of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(5): 1256-62.

15. Morrish GM, Woledge RC. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. *Scand J Rehabil Med.* 1997; 29:43-8.
16. Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995;75(9):813-23.
17. Tang SF, Chen CK, Hsu R, Chou SW, Hong WH, Lew HL. Vastus medialis obliquos and vastus letarlis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. 2001; 82(10):1441-5.
18. Bevilaqua-Grossi D, Felício LR, Silvério GWP. Início da atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos com SDPF. *Acta Ortop Bras.* 2009; 17(5): 297-9.
19. Stensdotter A, Hodges PW, Mellor R, Sundelin G, Häger-Ross C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35:2043-7.
20. Anderson R, Courtney C, Carmeli E. EMG analysis of the vastus medialis/vastus lateralis muscles utilizing the unloaded narrow and wide stance squats. *J Sports Rehabil,* 1998; 7:236-47.
21. Pulzatto F, Say KG, Siqueira ACB, Santos GM, Grossi DB, Oliveira ASO, Pedro VM. A influência da altura do step no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos sadios e portadores da síndrome da dor femoropatelar. *Acta Ortop. Bras.* 2005; 13 (4): 168-170.
22. Oliveira RF, Pires Oliveira DAA, Bezerra AJC. Estudo da resposta motora do músculo vasto lateral e dos componentes longo e oblíquo do músculo vasto medial, em contração isométrica máxima, durante extensão do joelho. *Rev Bras Ci e Mov.* 2003; 11(3): 63-66.

Perfil eletromiográfico entre duas angulações distintas no exercício de agachamento em indivíduos destreinados.

Electromyographic profile between two different angles in the squat exercise in untrained individuals.

Alex Souto Maior⁽¹⁾, Leonardo Marmelo⁽²⁾.

Resumo

Introdução: O exercício de agachamento no treinamento físico tem sido utilizado para aplicação no desempenho físico e reabilitação de membros inferiores em atletas, jovens e adultos. A realização deste, sem uma prévia adaptação em nível neural, pode proporcionar mudanças agudas no comprimento das unidades músculo-tendão, conseqüentemente, alterar a habilidade de detectar (propriocepção aferente) e responder (resposta eferente) as mudanças imediatas na estabilidade postural. **Objetivo:** Verificar a atividade elétrica dos músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) em duas angulações distintas durante o exercício de agachamento. **Método:** Foram selecionados 15 voluntários do sexo masculino. Os sujeitos realizaram três contrações voluntárias máximas (CVM) para os exercícios de agachamento em 70° e 90° de flexão de joelho. O protocolo de teste constitui-se de 2 etapas, com 72 horas de intervalo entre elas: 1° etapa – Três CVM a 70° do exercício de agachamento; 2° etapa - Três CVM a 90° do exercício de agachamento. Previamente a cada sessão, foram realizados aquecimentos específicos com duas séries de 15 repetições. Foram utilizados para análise das CVM, os valores em RMS. Para a normalização dos dados foi adotada a média dos valores em *Root Mean Square* (RMS). **Resultados:** Os resultados não verificaram diferença significativa ($p>0,05$) entre as angulações: VL 70° vs. VM 70°; VL 90° vs. VM 90°; VL 70° vs. VL 90°; VM 70° vs. VM 90°. **Conclusão:** Observou-se um significativo equilíbrio do recrutamento muscular entre os músculos vasto lateral e o vasto medial.

Palavras-chave: EMG, agachamento, vasto medial, vasto lateral.

Abstract

Introduction: The squat exercise in physical training has been used for application in physical performance and lower limbs rehabilitation in athletes and young adults. Perform it, without a previous adaptation in neural level, can lead to acute changes in muscle-tendon height units, consequently, alter the ability in detecting (afferent proprioception) and answer (efferent answer) the immediate changes in postural stability. **Objective:** To verify the electric activity of the vastus medialis (VM) and of vastus lateralis (VL) muscles in two different angles during the squat exercise. **Method:** Fifteen voluntary male participated of the study. The subjects accomplished three maximum voluntary contractions (MVC) in squat movements with 70° and 90° of knee flexion. The study protocol constituted of two stages, separated for 72h of interval: 1st stage – three 70° MVC of squat exercise; 2nd stage - three 90° MVC of squat exercise. Previously to each session, it was accomplished specific warm-up exercise with two series of 15 repetitions. For analysis of MVC it was used RMS values. To normalization of the data the average of the values was adopted in RMS. **Results:** The results showed no significant difference ($p>0,05$) among the angles for: VL 70° vs. VM 70°; VL 90° vs. VM 90°; VL 70° vs. VL 90°; VM 70° vs. VM 90°. **Conclusion:** It was observed a balance of muscular recruitment between the vastus lateralis and vastus medialis muscles.

Keywords: EMG, squat exercise, vastus lateralis, vastus medialis.

Artigo recebido em 29 de setembro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Doutor em fisiologia, docente do departamento de Educação Física - Universidade Castelo Branco (UCB) – Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.
2. Licenciado em Educação Física - Centro Universitário Plínio Leite (UNIPLI) – Niterói – Rio de Janeiro, Brasil.

Endereço para correspondência:

Alex Souto Maior - Av. Marechal Djalma Ribeiro 25 – apt 103 Recreio dos Bandeirantes – Rio de Janeiro CEP:22790-790. E-mail: alex.bioengenharia@terra.com.br

INTRODUÇÃO

O movimento de agachar é um padrão mecânico natural da aprendizagem motora. Contudo, em relação ao treinamento físico, o exercício de agachamento, tem sido utilizado, com ou sem equipamentos específicos, para aplicação no desempenho físico e reabilitação de membros inferiores em atletas, jovens e adultos⁽¹⁾.

O exercício dinâmico de agachamento proporciona movimentos ascendentes e descendentes. Desta forma, a realização deste exercício sem uma prévia adaptação em nível neural pode proporcionar mudanças agudas no comprimento das unidades músculo-tendão e conseqüentemente, alterar a habilidade de detectar (propriocepção aferente) e responder (resposta eferente) as mudanças imediatas na estabilidade postural⁽¹⁻³⁾. Os centros sensorio-motores fornecem um relato preciso da situação do músculo para o nível espinhal. Desta forma, de acordo com a progressão do treinamento, os indivíduos treinados realizam movimentos que exijam grau significativo de coordenação neuromuscular e que envolvam interações automáticas do comando motor voluntário e postural dos grupamentos musculares superiores e inferiores⁽³⁻⁵⁾.

O grupamento muscular do quadríceps é o mais volumoso e potente grupo muscular do corpo humano e constitui a maior parte da massa muscular da região anterior e medial da coxa^(1,6). Assim, este grupo muscular apresenta quatro músculos em sua formação: vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto femoral. O equilíbrio na atividade muscular entre o vasto lateral e o vasto medial é visto como essencial para uma relação artrocinemática adequada entre a patela e a tróclea femoral^(6,7). Entretanto, dos quatro músculos do quadríceps, o reto femoral apresenta maior ação na articulação do quadril, enquanto o vasto intermédio é visualizado quando se rebate o músculo reto femoral. Contudo, sugere-se que a boa funcionalidade dinâmica dos músculos do quadríceps pode ser determinante na prevenção e/ou na limitação da severidade de lesões dos tecidos moles^(5,8).

Medidas confiáveis para detecção de respostas neuromusculares são observadas com a utilização da eletromiografia (EMG). A EMG tem a função de investigar a atividade elétrica do músculo, por meio de sinal espectral^(1,9). Alguns fatores podem influenciar o sinal eletromiográfico, tais como: a espessura do tecido adiposo, distância entre os eletrodos, atividade das unidades motoras e impedância da pele⁽⁹⁾. Em relação ao exercício de agachamento e atividade eletromiográfica, alguns estudos revelaram não haver diferença significativa entre os músculos vasto lateral e vasto medial quando o exercício é realizado com o peso corporal⁽¹⁰⁾. Entretanto, foi verificada maior atividade elétrica destes músculos com a variação angular da flexão do joelho (0-30°, 0-60°, 0-90°)⁽¹⁰⁾. Outros estudos comentam

que a atividade do quadríceps mantém-se constante perante as angulações 80-90° de flexão de joelho⁽¹¹⁾. Conseqüentemente, quando a flexão de joelho é realizada abaixo de 90°, proporciona redução do potencial de recrutamento e ativação do quadríceps⁽¹⁾.

Dessa forma, o objetivo do estudo foi analisar e comparar a atividade elétrica dos músculos vasto lateral e vasto medial em indivíduos destreinados submetidos ao exercício de agachamento bilateral, por meio da eletromiografia.

MÉTODO

Amostra

A amostra do estudo foi composta de 15 voluntários do sexo masculino, aparentemente saudáveis e destreinados há pelo menos 12 meses em relação ao treinamento de força. Foi realizada a medida do peso corporal através de balança digital (Filizola®) e a altura através de um estadiômetro graduado em milímetros (Sanny®). O IMC foi baseada na equação do *World Health Organization Diet Nutrition and prevention of chronic diseases*⁽¹⁴⁾.

Na seleção da amostra foram utilizados os seguintes critérios de exclusão: a) portadores de cardiopatia; b) portadores de lesões articulares nos últimos seis meses; c) portadores de contratura muscular nos últimos seis meses; d) submissão a cirurgias articulares nos últimos 12 meses; e) portadores de instabilidade acentuada nos joelhos e tornozelos; g) portadores de hérnia discal; h) portadores de formas severas de doenças articulares degenerativas.

Antes da coleta de dados, todos responderam aos itens do questionário Par-Q⁽¹⁵⁾. Os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) para pesquisa com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde do Brasil. O estudo foi aprovado pelo Comitê de ética e pesquisa da Universidade Castelo Branco.

Protocolo Experimental

Os voluntários realizaram os movimentos de agachamento dois dias antes da coleta de dados para familiarizarem-se com o exercício de agachamento. Os registros dos sinais eletromiográficos foram realizados em duas sessões de treinamento distintas (72h de diferença entre a 1ª e a 2ª sessão). Previamente a cada sessão, foi realizado um aquecimento específico com duas séries de 15 repetições. Na 1ª sessão, os voluntários realizaram três contrações isométricas voluntárias máximas (CVM) no ângulo de 70° de flexão de joelho e na 2ª sessão três CVM realizadas no ângulo de 90° de flexão de joelho. As CVM foram sustentadas durante 10 segundos, com período de recuperação de três minutos entre cada CVM.

Para a realização do exercício de agachamento foi utilizado o equipamento *Smith Machine (Life Fitness® – EUA)*. Para a mensuração precisa dos ângulos articulares (70° e 90°) foi utilizado um goniômetro digital (*EMG system* do Brasil, São José dos Campos - SP) que determinou as distintas angulações a partir de um sensor fornecido por um sinal elétrico correspondente ao movimento angular.

O exercício utilizado durante a coleta de dados foi o agachamento bilateral no *Smith Machine*. Para melhor discriminar a realização do exercício, estabeleceram-se as seguintes etapas de execução: posição inicial e fase concêntrica. A fase excêntrica foi realizada a partir do final da fase concêntrica.

A) Posição inicial - O indivíduo em pé, pernas paralelas com um pequeno afastamento lateral entre 30 e 40 cm, joelhos estendidos e cotovelos flexionados e alinhados com os ombros, segurando a barra com a carga do treinamento apoiada na linha do trapézio; B) Fase concêntrica - A partir da fase excêntrica (70° ou 90° de flexão entre a perna e coxa, dependendo da etapa da coleta de dados), realizou-se extensão completa dos joelhos e quadris.

Com objetivo de reduzir a margem de erro durante a realização dos testes, foram adotadas as seguintes estratégias:

- 1) Instruções padronizadas foram oferecidas antes do teste, de modo que o avaliado estivesse ciente de toda a rotina que envolve a coleta de dados;
- 2) O avaliado foi instruído sobre a técnica de execução do exercício;
- 3) O avaliador estava atento quanto à posição adotada pelo praticante no momento da medida. Pequenas variações no posicionamento das articulações envolvidas na ação poderiam recrutar outros músculos, distanciando do foco específico da pesquisa, possibilitando interpretações errôneas dos escores obtidos;
- 4) Foi estipulada a posição fixa de 0° de abdução dos pés evitando assim a diferenciação na angulação do tornozelo do mesmo indivíduo nas tentativas durante o teste;
- 5) Durante o teste os indivíduos mantiveram-se com a base de suporte entre 30 e 40 cm (pés paralelos).

Análise da EMG

Os sinais eletromiográficos dos músculos vasto lateral (VL) e medial (VM) foram coletados em dois ângulos distintos durante a execução do exercício de agachamento. Foram obtidos por meio do eletromiógrafo *EMG System do Brasil* (São José dos Campos - SP) de quatro canais com filtro passa-banda de 20 e 500 Hz e ganho no amplificador de 1000x. Todos os dados foram processados utilizando software específico para aquisição e análise dos sinais, com conversão analógica-digital (A/D) de

12 bits e a frequência de coleta foi de 2000 Hz. Foi utilizado para análise, a raiz quadrada da média quadrática da ativação elétrica (RMS) que corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia⁽¹¹⁾. Os sinais EMG foram digitalmente retificados e integrados durante o período de 500ms através da CVM. A normalização dos dados ocorreu a partir do valor de pico em RMS do sinal do EMG pela CVM.

Os grupos musculares analisados pela EMG foram: 1) Região central do VL, aproximadamente a 2 cm do epicôndilo lateral do fêmur com a inclinação de 50,4°; 2) Região do ventre muscular do vasto medial a uma inclinação 55° (VM)⁽¹²⁾. Para garantir confiabilidade e precisão dos sinais eletromiográficos foi realizado o procedimento para minimização da impedância da pele, que incluiu retirada dos pêlos e limpeza da pele com álcool para melhor aplicação dos eletrodos.

O sistema de aquisição de sinais EMG consistiu na utilização de eletrodos ativos de diferenciais simples de superfície composta por duas barras paralelas de Ag-AgCl retangulares, cada um com 1cm de comprimento, 1mm de largura e distância de 1cm entre si. Cada eletrodo estava envolvido em uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico. Esses eletrodos foram acoplados a um pré-amplificador diferencial bipolar e fixados na pele (centro do ventre de cada músculo analisado), à distância de dois centímetros entre eles, em todos os grupos musculares analisados. Assim, foram suficientes para envolverem todo o comprimento dos grupamentos mensurados. Para melhor interpretação das medidas espectrais com EMG, os eletrodos foram posicionados em paralelo com a fibra muscular do membro dominante, sendo o eletrodo de aterramento posicionado no punho contra-lateral ao membro inferior exposto aos eletrodos de ativos. Todos os procedimentos adotados neste estudo respeitaram as recomendações da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK)

O processamento digital dos dados ocorreu com a exclusão do 1° segundo e do último segundo do registro EMG, conseqüentemente, foi utilizada para análise uma janela de 8 segundos avaliada pelo *software Matlab (Matlab 6.0, Mathworks, Massachusetts USA)*.

Análise estatística

Os resultados das variáveis analisadas (análise por tempo – variação da escala de 0 a 10 segundos) foram apresentados como média e desvio padrão (descrição da amostra). Foi utilizado teste de *Wilcoxon* (não paramétrico) para verificação de diferenças significativas entre o comportamento dos dois músculos (vasto lateral e medial). Para a verificação do coeficiente de correlação foi utilizado o *r* de *Spearman* para análise não-paramétricas. Em toda análise foi adotada um nível de significância de 5% ($p=0,05$) e o software *Graph Pad Prisma 5.0*.

RESULTADOS

A amostra do estudo foi composta de 15 homens voluntários, aparentemente saudáveis, com média de idade de $28 \pm 4,6$ anos, estatura de $180 \pm 5,2$ cm, massa corporal de $80 \pm 3,2$ Kg e índice de massa corporal (IMC) de $24,2 \pm 1,6$ Kg/m². A média de todos os indivíduos participantes do estudo mostrou-se dentro dos padrões de normalidade.

Os resultados não demonstraram diferença significativa ($p > 0,05$) para os parâmetros de EMG entre as angulações para: VL 70° vs. VM 70°; VL 90° vs. VM 90°; VL 70° vs. VL 90°; VM 70° vs. VM 90° (figura 1A e 1B). Mesmo não ocorrendo diferença intra e inter-grupos, o $\Delta\%$ do vasto lateral em relação ao vasto medial apresentou aumento de recrutamento de 8,3% para o agachamento realizado no ângulo de 70°. Quando verificado o $\Delta\%$ com o exercício de agachamento no ângulo de 90° foi verificado uma diferença de 8,8%. O coeficiente de correlação intra-angulações revelou uma correlação significativa (Figura 1C e 1D). Contudo, para as análises inter-angulações para o mesmo grupo muscular (VL70° / VL90° e Vm70° / Vm90°) foi verificado um índice de correlação maior do que as verificadas intra-angulações (Figura 2A e 2B).

DISCUSSÃO

A determinação de quais grupos musculares são potencialmente mais recrutados e a angulação mais significativa para este recrutamento durante o exercício de agachamento tem apresentado resultados distintos na relação VL e VM com a utilização de EMG^(1,5,6,13). Assim, os nossos resultados não revelaram diferença significativa intra e inter-grupos musculares analisados no presente estudo. Contudo, foi verificada uma tendência

percentual ao maior potencial de recrutamento do VL em relação ao VM em ambas as angulações utilizadas no estudo.

Nossos resultados corroboram com estudos previamente publicados, ou seja, nestes estudos foi verificado o comportamento semelhante do VL e VM durante o exercício de agachamento^(12,14,15). No estudo de Isear et al.⁽⁸⁾ os grupos musculares VL e VM, durante o exercício de agachamento, apresentaram alta atividade elétrica, porém sem diferença significativa. No estudo de Mc Bride et al.⁽¹⁶⁾ que submeteram oito indivíduos ao exercício de agachamento com e sem flexibilidade prévia não verificaram diferença na atividade elétrica dos músculos VL e VM em ambas as situações. A avaliação em atletas realizada por Earl et al.⁽¹⁷⁾ não verificaram diferença significativa entre atividade elétrica dos músculos VL e VM durante o exercício de agachamento a 30° de flexão de joelho.

A análise de EMG em outros exercícios que envolvem o quadríceps (cadeira extensora e *leg press*) foi verificado por Alkner et al.⁽⁵⁾ através de percentuais da CVM (20, 40, 60, 80, 100%). Os resultados mostraram que o VL manteve-se linear em todas as medidas da CVM, enquanto o VM apresentou aumento linear da atividade elétrica do músculo em cada fase da CVM. A partir destes resultados, é importante comentar que os estudos com EMG citam o VM como ativo ao longo de todo o arco do movimento de extensão do joelho (de 0 até 90° na flexão do joelho)⁽¹³⁾. Contudo, o músculo VL desempenha papel recíproco e sincrônico na estabilização patelar⁽¹⁸⁾.

De acordo com os resultados dos estudos supracitados é importante comentar que o fortalecimento seletivo do músculo VM restabelece a função normal da articular femoropatelar e aumenta a função na contenção e estabilização dinâmica contra as forças que poderiam deslocar a patela lateralmente⁽¹⁸⁾. Outro fator associado é o posicionamento anatômico deste músculo, ou seja,

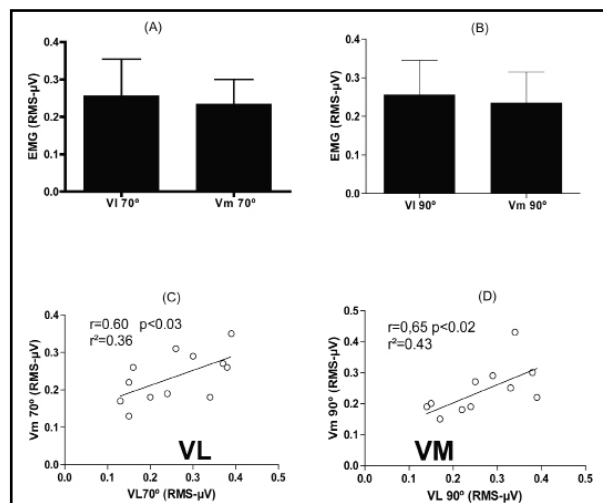


Figura 1. Dados expressos em média e desvio-padrão em relação às distintas angulações e o comportamento do VL e Vm durante o exercício de agachamento. Figuras C e D mostram o coeficiente de correlação entre os vasto lateral e medial em relação os ângulos de flexão de joelho.

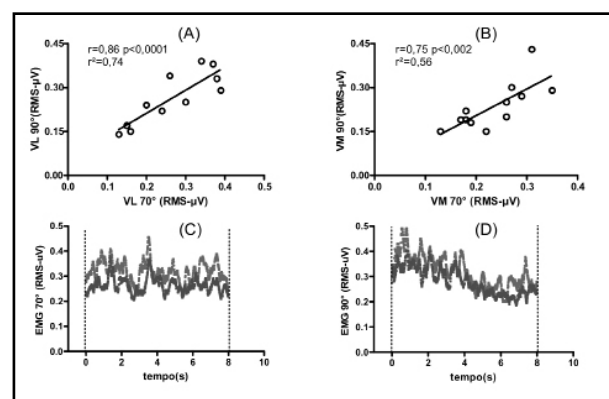


Figura 2. Correlação entre os distintos ângulos de flexão de joelho (Figuras A e B). Figuras C e D representam o perfil do registro da EMG com o exercício de agachamento a 70° (figura A) e 90° (figura B). Linha vermelha – vasto lateral; Linha azul – vasto medial.

o VM também apresenta uma pequena região de continuidade direta inserida no tendão patelar e não está somente inserido na borda medial da patela⁽¹⁹⁾.

A ação do VL na estabilização da patela apresenta relevância pelo fato de estar localizado no septo lateral intermuscular unido à linha áspera do fêmur, conseqüentemente, fixado na borda supralateral da patela⁽²⁰⁾. Outro fator relevante em relação ao VL é a sua interação com retinaculum lateral e trato iliotibial⁽²⁰⁾. Entretanto, é importante comentar que existem semelhanças histológicas e morfológicas (predominância de fibras musculares tipo II) entre o VM e o VL, principalmente entre o vasto medial oblíquo (VMO) e o vasto lateral longitudinal (VLL)⁽²¹⁾. Assim, estas características anatômicas e fisiológicas do VL e VM estão relacionadas ao potencial de recrutamento sincrônico durante o movimento de agachar.

Parece que o destreinamento associado à falta de adaptação do sistema nervoso ao exercício de agachamento revela aumento de recrutamento dos miopoten-

ciais e maior disparo do potencial de ação com fator de ajuste postural^(1,22,23). Este procedimento ocorre pelo maior sincronismo das unidades motoras ativadas a partir do grau de excitabilidade dos motoneurônios alfa e gama^(1,22-24). Assim, maior ação dos antagonistas, estabilizadores e sinergistas, com objetivo de buscar a homeostasia postural^(1,24). Desta forma, como fator de limitação do estudo seria importante também o controle da resposta dos músculos antagonistas e estabilizadores de tronco.

CONCLUSÃO

O presente estudo revelou que os exercícios de agachamento realizados em 70° e 90° de flexão de joelho não apresentam diferença significativa em relação ao recrutamento dos grupamentos musculares do vasto lateral e medial. Entretanto, é importante ressaltar o incentivo a novas pesquisas relacionando novas angulações de flexão de joelho em diferentes exercícios que envolvam os músculos estabilizadores da patela.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2001; 33(1):127-141.
2. Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004; 36: 1397-1402.
3. Maior AS., Alves A. A contribuição dos fatores neurais em fases iniciais do treinamento de força: Uma revisão bibliográfica. *Rev. Motriz.* 2003; 9(3):161-168.
4. Bloem BR, Allum JHJ, Carpenter MG, Honegger F. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural response? *Exp. Brain Res.* 2000;130:375-391.
5. Alkner BA., Tesch PA., Berg HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2000;32:459-463.
6. Ribeiro DC, Loss JF, Cañeiro JPT, Lima CS, Martinez FG. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speeds. *Acta ortop. Bras.* 2005;13:189-193.
7. Maior AS, Moraes ER, Santos TM, Simão R. Análise da força muscular em indivíduos treinados na plataforma de instabilidade. *Rev. Bras. Ciência Mov.* 2006;14(2):41-8.
8. Isear R, Jerome A, Erickson C, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29:532-9.
9. De Luca CJ. Use of the surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomechanics.* 1997;13:135-63.
10. Anderson R, Courtney C, Carmell E. EMG analysis of the vastus medialis/vastus lateralis muscles utilizing the unloaded narrow-and wide-stance squats. *J. Sport Rehabil.* 1998;7:236-47.
11. Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES, An KN. Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 1996;24:792-99.
12. Bevilacqua-grossi D, Felicio LR, Simões R, Coqueiro KRR, Monteiro-Pedro V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. *Rev Bras Med Esporte.* 2005; 11:159-63.
13. Cintra AID, Furlani J. Electromyography study of quadriceps femoris in man. *Electromyogr Clin. Neurophysiol.* 1996;21:539-54.
14. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 1996;24:518-27.
15. Mirzabeigi E, Jordan C, Gronley JK, Rockowitz NL, Perry JY. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. *Am. J. Sports Med.* 1999;27:50-3.

16. McBride JM, Deane R, Nimphius S. Effect of stretching on agonist-antagonist muscle activity and muscle force output during single and multiple joint isometric contractions. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2007;17(1):54-60.
17. Earl JE, Schmitz RJ, Arnold BL. Activation of VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11:381-86.
18. Wilk KE, Reinold MM. Principles of patellofemoral rehabilitation. *Sports Med Arthr Rev.* 2001;9:325-36.
- 19.
20. Toumi H, Poumarat G, Benjamin M, Best T, F'Guyer S, Fairclough J. New insights into the function of the vastus medialis with clinical implications. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(7):1153-59.
21. Bevilaqua-Grossi D, Monteiro-Pedro V, Souza GC, Silva Z, Bérzin F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle. *Braz. J. Morphol. Sci.* 2004; 21(1):47-52.
22. Travnik L, Pernus F, Erzen I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.* 1995; 187(2):403-11.
23. Johanson H. Rubrospinal and rubrobulbospinal influences on dynamic and static gamma-motoneurons. *Beh. Brain Res.* 1988;28:97.
24. Lee T-H. Lifting strengths decrease with the extent of squat postures. *J Back Muscul. Rehabil.* 2004;17(3-4):105-9.
25. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J. Appl. Physiol.* 2002;92:2309-18.

Manutenção do equilíbrio corporal em idosos após finalização de programa de reabilitação.

Maintenance of postural balance in the elderly after termination of rehabilitation program.

Helton Oliveira Campos⁽¹⁾, Guilherme Fonseca Oliveira⁽¹⁾, Núbia Carelli Pereira de Avelar⁽²⁾, Alessandra De Carvalho Bastone⁽³⁾, Wellington Fabiano Gomes⁽³⁾.

Resumo

Introdução: O envelhecimento compromete o equilíbrio corporal podendo predispor ao idoso a uma maior dependência funcional. Na literatura é consenso que exercícios físicos aprimoram o equilíbrio, porém o período de intervenção é reduzido e há poucos estudos que verificam a manutenção dos ganhos no equilíbrio de idosos após um treinamento específico. **Objetivo:** Verificar se os ganhos obtidos após um programa de treinamento do equilíbrio corporal em idosos permanecem 7 meses após a interrupção da intervenção. **Método:** Tratou-se de um estudo clínico prospectivo, no qual o equilíbrio corporal foi avaliado, por meio da Escala de Equilíbrio de Berg e *Dynamic Gait Index* 7 meses após a finalização de um programa prévio de intervenção de resistência muscular dos membros inferiores. A amostra foi composta de 15 idosos voluntários, comunitários, residentes no município de Diamantina/MG. Na análise estatística utilizou-se o teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados e o teste Wilcoxon para comparações intra-grupos, adotando um nível de significância $P < 0,05$. **Resultados:** Após 7 meses da finalização do programa de equilíbrio, não houve diferença estatisticamente significativa no equilíbrio corporal estático e dinâmico de acordo com a pontuação obtida na Escala de Equilíbrio de Berg e na *Dynamic Gait Index*. **Conclusão:** Pode-se notar que há manutenção dos ganhos de equilíbrio corporal obtidos após um protocolo de reabilitação após 7 meses da interrupção do tratamento.

Palavras-chave: instabilidade, envelhecimento, treinamento de resistência.

Abstract

Introduction: Aging impairs the body balance that may predispose the elderly to greater functional dependence. To decrease the incidence of this exposure in the elderly, physical exercise has been shown to improve body balance. But in the current literature there are few studies that verified the maintenance of gains in body balance in elderly after specific training and there is a need for studies to monitor the effects obtained after therapeutic interventions. Hence, the purpose of this study was to determine whether the gains made after a program of balance training in elderly remain seven months after discontinuation of intervention. **Method:** This was a prospective clinical study in which the body balance was assessed by the Berg Balance Scale and Dynamic Gait Index, seven months after the completion of a program prior to the intervention of muscular endurance of lower limbs. **Results:** After 7 months of completion of the program of balance, there was improvement in scores on the Berg Balance Scale and a slight reduction in the score scale Dynamic Gait Index. **Conclusion:** There seems to be maintaining the gains made in training on static and dynamic balance seven months after treatment interruption.

Keywords: Postural balance, elderly, resistance training.

Artigo recebido em 29 de outubro de 2010 e aceito em 21 março de 2011.

1. Professor do curso de Fisioterapia – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri - UFVJM, Diamantina, MG, Brasil.
2. Mestre em Ciências Fisiológicas pelo Programa Multicêntrico de Pós-graduação - UFVJM, Diamantina, MG, Brasil.
3. Professor Assistente do Departamento de Fisioterapia - UFVJM, Diamantina, MG, Brasil.

Endereço para correspondência para:

Wellington Fabiano Gomes, Campus JK - Rodovia MGT 367 – Km583 – Alto da Jacuba. CEP: 39.100-000 – Diamantina, MG - E-mail: gomeswf@hotmail.com

INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial decorrente do aumento da expectativa de vida e redução nas taxas de fecundidade⁽¹⁾. O envelhecimento compromete vários sistemas corporais⁽²⁻⁵⁾, merecendo destaque o acometimento do processamento das informações periféricas no sistema nervoso central responsáveis pela manutenção do equilíbrio, uma vez que há a supressão de várias etapas do controle postural, podendo levar a um aumento da instabilidade corporal e quedas⁽⁶⁾.

As quedas decorrentes da deficiência no equilíbrio corporal geram consequências para os idosos, tais como morte, lesões, fraturas, medo de novas quedas, decúbito de longa duração e redução das atividades de vida diárias, com repercussões negativas na vida social dos pacientes e altos custos aos cofres públicos^(5, 7-9).

Há um consenso na literatura para indicação de exercícios físicos com a finalidade de aprimorar o equilíbrio corporal em idosos e consequentemente reduzir a incidência de quedas⁽¹⁰⁻¹³⁾. Porém, as intervenções objetivando uma melhora no equilíbrio corporal de idosos têm um período de tempo reduzido, com protocolo médio de 4-12 semanas^(11,14), e poucos são os estudos que avaliam os efeitos na manutenção do equilíbrio corporal após a finalização do protocolo de reabilitação⁽¹⁴⁾. Devido as alterações no equilíbrio corporal serem consequência do envelhecimento crônico do sistema músculo-esquelético, é de extrema importância avaliações a longo prazo dos efeitos adquiridos durante intervenções terapêuticas^(15,16).

Analisar a manutenção de ganhos obtidos em um programa de treinamento de resistência muscular de membros inferiores é uma tarefa necessária e extremamente útil, pois permitirá aos fisioterapeutas intervir no momento adequado de um tratamento, definindo o momento ideal para alta fisioterapêutica e quando contatar esse paciente para uma nova avaliação ou intervenção.

Diante do supra-exposto, o objetivo deste estudo foi verificar se os ganhos obtidos após um programa de treinamento de equilíbrio em idosos permanecem sete meses após a interrupção da intervenção.

MÉTODO

Tratou-se de um estudo clínico prospectivo, no qual o equilíbrio corporal foi avaliado sete meses após a finalização de um programa prévio de intervenção no equilíbrio corporal de idosos⁽¹⁷⁾.

A realização deste estudo obedeceu aos princípios éticos para pesquisa envolvendo seres humanos, com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal dos Vales dos Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM), sob o protocolo nº020/08. Os participantes receberam informações sobre o estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

A amostra deste estudo foi composta de 15 idosos voluntários, residentes no município de Diamantina-MG, egressos de um programa de treinamento de equilíbrio corporal. Os voluntários do estudo atenderam aos seguintes critérios de inclusão: idade igual ou maior há 60 anos, participação no programa prévio de equilíbrio, disponibilidade de comparecimento para nova avaliação. Como critérios de exclusão voluntários que estavam em tratamento fisioterapêutico, apresentavam doenças respiratórias, cardíacas, metabólicas ou outras descompensadas que pudessem impedir ou interferir na avaliação do equilíbrio corporal; faziam uso de drogas ou medicamentos que podem interferir no equilíbrio (nicotina, cafeína, álcool, sedativos e tranqüilizantes).

O programa de treinamento de equilíbrio prévio teve como objetivo comparar o impacto de um programa estruturado de exercícios de resistência muscular dos membros inferiores dentro e fora d'água no equilíbrio estático e dinâmico em idosos. Para isso, foram avaliados 36 idosos por meio de quatro testes, Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), *Dynamic Gait Index* (DGI), Velocidade da Marcha (VM), Marcha Tandem (MT). Os voluntários receberam o programa de intervenção durante 6 semanas com frequência de 2 vezes semanais. Foi observado que o programa de resistência muscular dos membros inferiores promoveu aumento significativo do equilíbrio corporal dos idosos nos testes EEB e DGI após o programa de treinamento para ambos os grupos.

Uma vez que os ganhos obtidos foram nas escalas supracitadas (EEB e DGI), utilizamos em nosso estudo os mesmos instrumentos para verificação da manutenção do equilíbrio corporal estático e dinâmico dos idosos.

DYNAMIC GAIT INDEX (DGI): é um teste de avaliação funcional da mobilidade em idosos com comprometimentos no equilíbrio corporal, validado por Shumway-Cook *et al.*⁽¹⁸⁾ e adaptado transculturalmente para sua aplicação no Brasil⁽¹⁹⁾. O teste consiste de 8 tarefas, cada uma categorizada em uma escala ordinal de 4 pontos, com o objetivo de avaliar a capacidade do voluntário de modificar a marcha em resposta às mudanças nas demandas de determinadas tarefas. A pontuação máxima é de 24 pontos e um escore de 19 pontos ou menos prediz um risco de quedas⁽¹⁹⁾.

ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG (EEB): é um instrumento de avaliação funcional do equilíbrio estático e dinâmico, validado e adaptado transculturalmente para sua aplicação no Brasil⁽²⁰⁾. O teste consiste de 14 tarefas, cada uma categorizada em uma escala ordinal de 5 pontos, que varia de 0 (incapaz de realizar a tarefa) a 4 (realiza a tarefa independente), baseada na qualidade do desempenho, necessidade de assistência e no tempo de completar a tarefa. As pontuações das 14 tarefas são somadas em uma pontuação total que varia entre 0 a 56 pontos, sendo a maior pontuação relacionada a um melhor desempenho.

Todos os voluntários concluintes do programa de tratamento prévio foram contatados para realizarem uma nova avaliação do equilíbrio estático e dinâmico e agendada data e local para reavaliação.

Para assegurarmos a manutenção das mesmas condições das avaliações anteriores os seguintes cuidados foram tomados; avaliações realizadas pelo mesmo avaliador (final do treinamento e sete meses após), no mesmo local e horário, com as mesmas instruções prévias passadas aos voluntários para as avaliações anteriores, tais como vestimenta e alimentação para o dia da avaliação.

Utilizou-se o software SPSS versão 18.0 com nível de significância $P < 0,05$. Inicialmente, realizou-se o teste de normalidade para verificação da distribuição da amostra, com a utilização do teste Shapiro-Wilk. Para comparações intra-grupos, entre o momento após o treinamento e sete meses após o término da intervenção, utilizou-se o teste Wilcoxon, uma vez que a distribuição apresentava-se assimétrica.

RESULTADOS

Os 26 voluntários que concluíram o programa de treinamento do estudo prévio, foram contatados novamente para a realização da avaliação após os sete meses de finalização do estudo. Porém, somente 15 voluntários foram reavaliados, visto que 11 voluntários não puderam comparecer à avaliação por diversos motivos, tais como viagens, consultas médicas e desistência sem motivo explicitado.

A média de idade dos voluntários foi de 68 ± 5 anos, sendo observada uma predominância do gênero feminino no estudo, constituindo 60% da amostra.

O equilíbrio corporal estático e dinâmico, verificado com a Escala de Equilíbrio de Berg manteve-se após a finalização da intervenção, na qual não houve diferença estatisticamente significativa comparando-se os dados da pontuação obtida ao final do tratamento e sete meses após ($p = 0,123$). Visto que ao final do treinamento a pontuação média obtida na EEB em todos voluntários foi de 54,60 pontos e após sete meses variou para 55,23 pontos (Figura 1).

Os resultados obtidos na escala DGI mostram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a pontuação obtida na avaliação ao final do programa de reabilitação comparada com a pontuação após sete meses da finalização do programa ($p = 0,208$). Ao final do treinamento, de acordo com o DGI, os voluntários apresentavam uma média de 23,60 pontos variando após sete meses para 22,87 pontos (Figura 2).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar a manutenção dos ganhos de equilíbrio corporal após sete meses a finalização de um programa prévio de intervenção⁽¹⁷⁾ para

melhora do equilíbrio corporal em idosos. Nossos resultados demonstram que o equilíbrio corporal, tanto estático quanto dinâmico, manteve-se após sete meses a interrupção de um programa de intervenção.

Em nosso estudo não houve diferença estatisticamente significativa no equilíbrio estático e dinâmico avaliado pela Escala de Equilíbrio de Berg durante o follow-up, indicando uma manutenção dos ganhos no equilíbrio corporal. Uma vez que a Escala de Equilíbrio de Berg propõe que valores menores que 45 pontos indicam um comprometimento grave do equilíbrio⁽²⁰⁾, podemos notar que os voluntários encontram-se com equilíbrio corporal dinâmico e estático preservados. Acreditamos que após o programa de treinamento, houve uma maior funcionalidade, que por sua vez seria capaz de proporcionar um melhor desempenho na realização de

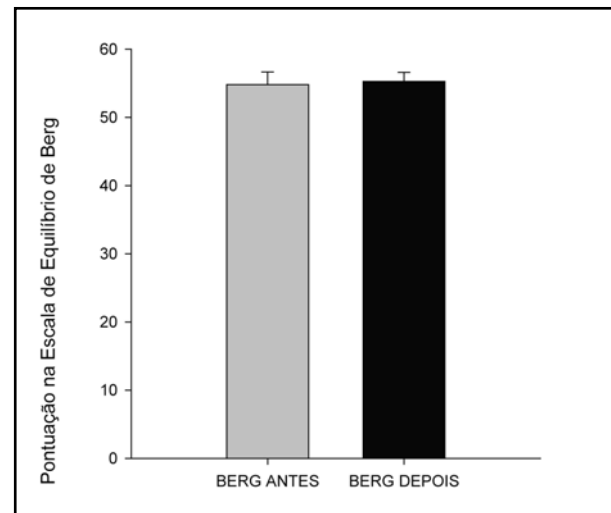


Figura 1. Pontuação média obtida na Escala de Equilíbrio de Berg após 7 meses da interrupção de um programa de equilíbrio corporal.

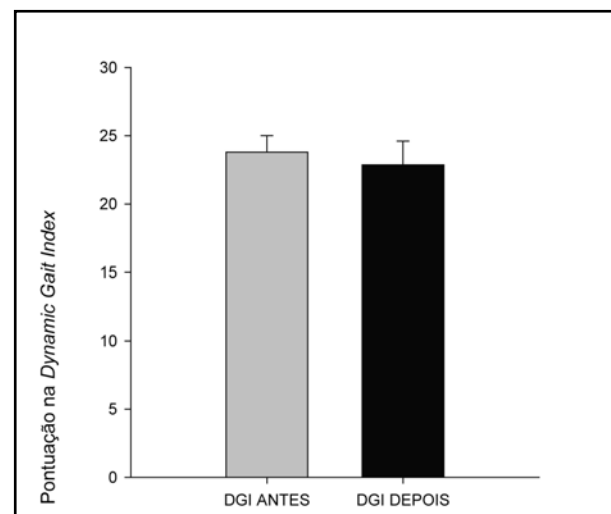


Figura 2. Pontuação média obtida na *Dynamic Gait Index* após 7 meses da interrupção de um programa de equilíbrio corporal.

Atividades de Vida Diária (AVD) bem como nas Atividades Instrumentais de Vida Diária (AIVD), tornando o idoso mais ativo. Desta forma, um aumento na funcionalidade, seria capaz de contribuir para que os ganhos adquiridos permaneçam mesmo após a cessação do programa de reabilitação^(21,22).

Na avaliação do equilíbrio dinâmico, de acordo com a DGI, pode-se verificar que não houve diferença estatisticamente significativa no equilíbrio comparando-se a avaliação ao final do tratamento à realizada sete meses após, demonstrando desempenho satisfatório no equilíbrio dinâmico de acordo com a referida escala, na qual valores ≤ 19 pontos predizem risco para quedas⁽²³⁾. Acredita-se que de forma semelhante à pontuação obtida na EEB, a melhora da funcionalidade seria capaz para proporcionar um melhor desempenho na realização das AVD e AIVD, contribuindo para a manutenção dos ganhos obtidos^(21,22).

Estudos recentes analisando o equilíbrio estático e dinâmico indicam que esses sofrem deterioração com o passar dos anos sem determinar claramente o valor anual de perda⁽²⁴⁾. Entretanto, sabe-se que os ganhos obtidos através do treinamento específico de equilíbrio corporal permanecem por um período prolongado, o que condiz com o nosso estudo⁽¹⁴⁾. Silsupadol *et al.* (2009), realizaram um estudo para comparar o efeito de três diferentes abordagens de reabilitação (baseado nos graus de complexidade da tarefa) sobre o equilíbrio corporal em idosos após um programa de intervenção e 12 semanas após a finalização do estudo. Os autores observaram que somente o grupo que realizava tarefas mais complexas, manteve os ganhos no equilíbrio corporal, indicando assim uma maior integração somatossensório/sistema nervoso central. Porém, vale destacar que algumas diferenças são encontradas nos dois estudos. Primeiro, os programas de treinamento para ganhos no equilíbrio corporal tiveram abordagens diferentes e segundo, o tempo de avaliação após a cessação da reabilitação difere de forma expressiva.

A participação de idosos em atividade física regular contribui para um envelhecimento saudável. Dentre os benefícios promovidos pela atividade física, podemos destacar: melhora do condicionamento cardiovascular,

aumento de força, massa muscular, densidade óssea, estabilidade postural, flexibilidade bem como a prevenção de quedas, conseqüentemente melhorando o equilíbrio corporal do idoso⁽¹³⁾. Acredita-se que o protocolo anteriormente proposto foi capaz de melhorar força e estabilidade postural, principalmente por aumento na atividade eferente motora, e, além disto, os ganhos seriam suficientes para serem mantidos por um período de tempo maior.

Outro ponto que deve ser salientado é a predominância do gênero feminino em nossa amostra. Nossos dados estão de acordo com a literatura, uma vez que vários estudos com idosos e programas de reabilitação, demonstram uma predominância do gênero feminino^(25,26), principalmente ao se tratar de programas de intervenção para melhora no equilíbrio corporal⁽²⁷⁻²⁹⁾. Uma possível hipótese para predominância do gênero feminino seria o maior interesse em procurar os serviços de saúde e maior expectativa de vida dessa população, e pelo fato de idosas se referirem como portadoras de maior número de condições crônicas⁽³⁰⁾.

Uma implicação clínica dos nossos resultados é que os dados do presente estudo ajudam a direcionar a fisioterapeutas e profissionais da área de reabilitação sobre a manutenção do equilíbrio corporal após um protocolo de intervenção, orientando sobre o momento estimado para contatar esse paciente para uma nova avaliação ou intervenção. Porém nosso estudo apresenta algumas limitações e os resultados devem ser interpretados no desenho do mesmo. Uma das limitações foi que utilizamos somente um período de tempo estipulado para a mensuração da manutenção do equilíbrio corporal (sete meses). Desta forma, novos estudos são necessários que acompanhem a manutenção do equilíbrio corporal após um programa de reabilitação um período de tempo mais prolongado e com avaliações mais periódicas, a fim de identificar até quando os ganhos obtidos são capazes de perdurar.

CONCLUSÃO

Pôde-se notar que houve manutenção dos ganhos de equilíbrio corporal obtidos após um protocolo de reabilitação após sete meses da interrupção do tratamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Veras R. Population aging today: demands, challenges and innovations. *Rev Saúde Pública*. 2009;43(3):548-54.
2. Delbaere K, Sturnieks DL, Crombez G, Stephen R, Lord SR. Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2009;64(2):237-42.
3. Fransson PA, kristinsdottir EK, hafström A, magnusson M, johansson R: Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *Eur J Appl Physiol*. 2004;91(5-6):595-603,.
4. Lord SR, menz HB: Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 2000;46(6):306-10.
5. Barraff LJ, Della PR, Williams N, Sanders A. Practice guideline for the ED management of falls in community-dwell-

- ing elderly persons. *Ann Emerg Med.* 1997;30(4):480-92.
6. Ruwer SL, Rossi AG, Simon LF. Equilíbrio no idoso. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2005;71(3):298-303.
 7. Pinheiro MM, Ciconelli RM, Martini LA, Ferraz MB. Risk factors for recurrent falls among Brazilian women and men: the Brazilian Osteoporosis Study (BRAZOS). *Cad Saúde Pública.* 2010;26(1):89-96.
 8. Suzuki T, Kim H, Yoshida H, Ishizaki T. Randomized controlled trial of exercise intervention for the prevention of falls in community-dwelling elderly Japanese women. *J Bone Miner Metab.* 2004;22(6):602-11.
 9. Yim-Chiplis PK, Talbot LA. Defining and measuring balance in adults. *Biol Res Nurs.* 2000;1(4):321-31.
 10. Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009;15(2):CD000340.
 11. Resende SM, Rassi CM, Viana FP. Efeitos da hidroterapia na recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosas. *Rev. Bras. Fisioter.* 2008;12(1):57-63.
 12. Sherrington C, Whitney J, Lord S, Herbert R, Cumming R, Close J. Effective exercise for the prevention of falls – a systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc.* 2008;56 (12):2234-2243.
 13. Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, Duncan PW, Judge JO, King AC, et al. Physical Activity and Public Health in Older Adults Recommendation From the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation.* 2007;116(9):1094-105.
 14. Silsupadol P, Shumway-Cook A, Lugade V, Van Donkelaar P, Chou LS, Mayr U, et al. Effects of Single-Task Versus Dual-Task Training on Balance Performance in Older Adults: A Double-Blind, Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(3):381-7.
 15. Peñas CF, Alonso-Blanco C, Alguacil-Diego IM, Miangolarra-Page JC. One-Year Follow-up of Two Exercise Interventions for the Management of Patients with Ankylosing Spondylitis: A Randomized Controlled Trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(7):559-67.
 16. Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(7):559-67.
 17. Avelar, NCP, Bastone, AC, Alcântara MA, Gomes WF. Efetividade do treinamento de resistência à fadiga dos músculos dos membros inferiores dentro e fora d'água no equilíbrio estático e dinâmico de idosos. *Rev. Bras. Fisioter.* 2010;14(3):229-236.
 18. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in communitydwelling older adults. *Phys Ther.* 2001;81(4):1060-1.
 19. Castro SM, Perracini MR, Gananga FF. Versão brasileira do Dynamic Gait Index. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 2006;72(6):817-25.
 20. Miyamoto ST, Lombardi Júnior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res.* 2004; 37(9):1411- 21.
 21. Figliolino JAM, Morais TB, Berbel AM, Corso SD. Análise da influência do exercício físico em idosos com relação a equilíbrio, marcha e atividade de vida diária. *Rev. Bras. Geriatr. Gerontol.* 2009;12(2):227-238.
 22. Zambaldi PA, Costa TABN, Diniz GCLM, Scalzo PL. Efeito de um treinamento de equilíbrio em um grupo de mulheres idosas da comunidade: estudo piloto de uma abordagem específica, não sistematizada e breve. *Acta Fisiátrica.* 2007;14(1):17-24.
 23. Wrisley DM, Walker ML, Echternach JL, Strasnick B. Reliability of the Dynamic Gait Index in people with vestibular disorders. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation.* 2003;84(10):1528-33.
 24. Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(4):582-8.
 25. Thorp LE, Wimmer MA, Foucher KC, Sumner DR, Shakoov N, Block JA. The biomechanical effects of focused muscle training on medial knee loads in OA of the knee: a pilot, proof of concept study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2010;10(2):166-73.
 26. Chaipinyo K, Karoonsupcharoen O. No difference between home-based strength training and home-based balance training on pain in patients with knee osteoarthritis: a randomised trial. *Aust J Physiother.* 2009;55(1):25-30.
 27. Peres M, Silveira E. Efeito da reabilitação vestibular em idosos: quanto ao equilíbrio, qualidade de vida e percepção. *Ciênc. saúde coletiva.* 2010;15(6):2805-14.
 28. Helbostad JL, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2007;62(9):1010-5.
 29. Moore JB, Korff T, Kinzey SJ. Acute effects of a single bout of resistance exercise on postural control in elderly persons. *Percept Mot Skills.* 2005;100:725-33.
 30. Barbosa AR, Souza JMP, Lebrão ML, Laurenti R, Marucci MFN. Functional limitations of Brazilian elderly by age and gender differences: data from SABE survey. *Cad Saúde Pública.* 2005;21(4):1177-85.

Efeito imediato da manipulação miofascial na amplitude de movimento e na extensibilidade muscular da cadeia posterior.

Immediate effect of manipulation myofascial in range of motion and in muscle extensibility of the posterior chain.

Natália Boneti Moreira⁽¹⁾, Bruna Karla Grano⁽¹⁾, David Lam⁽¹⁾, José Mohamud Vilagra⁽²⁾.

Resumo

Introdução: A flexibilidade pode ser classificada como a habilidade de mover uma ou mais articulações por meio de uma amplitude de movimento (ADM). A fásia é um elemento de conexão extenso e contínuo, que se estende por todo corpo. Pela sua vasta comunicação com as estruturas adjacentes, estímulos mecânicos em excesso podem alterar suas propriedades, causando densificação da fásia muscular, o que pode alterar a extensibilidade tecidual. A fásia por ser um tecido plástico e maleável, pode ser restaurada por meio de manipulação externa. **Objetivo:** Assim, o presente estudo teve como objetivo verificar a eficácia da Técnica Fascial Manipulation© para o ganho de ADM e analisar a influência desta na extensibilidade muscular da cadeia posterior. **Método:** A amostra final foi composta por 64 mulheres, divididas aleatoriamente em dois grupos: Grupo intervenção (GI) e Grupo simulacro (GS), sendo que GI recebeu o tratamento com a Técnica Fascial Manipulation©, enquanto o GS recebeu apenas uma simulação da mesma. A avaliação foi realizada, antes e logo após a intervenção. Para avaliar a extensibilidade, foi utilizado o Banco de Wells e, para ADM, o Inclinômetro digital. A intervenção compreendeu na execução da Técnica Fascial Manipulation©, na região posterior do membro inferior. **Resultados:** Os resultados encontrados no presente estudo sugerem que Técnica Fascial Manipulation© atua na melhora da extensibilidade muscular, resultados estes referidos nas duas maneiras de testagem. **Conclusão:** Conclui-se ao fim deste estudo, que para a amostra analisada, a Técnica Fascial Manipulation© apresenta grande capacidade de alterar positivamente a ADM e a extensibilidade muscular da cadeia posterior.

Palavras-chave: fásia, flexibilidade, amplitude de movimento articular

Abstract

Introduction: Flexibility can be classified as the ability to move one or more joints through a range of motion (ROM). The fascia is a connecting element extensive and continuous, which extends throughout the body. Through its extensive communication with adjacent structures, mechanical stimuli in excess can change their properties, causing densification of the muscle fascia, which can alter tissue extensibility. The fascia tissue to be a plastic and malleable, can be restored by external manipulation. **Objective:** Thus, this study aimed to verify the effectiveness of the Fascial Manipulation© Technique to gain ROM and analyze the influence of muscle extensibility in the posterior chain. **Method:** The final sample comprised 64 women, randomly divided into two groups: intervention (GI) and sham group (GS), and GI received treatment with Fascial Manipulation© Technique while GS has received only a simulation of the same. The evaluation was performed before and immediately after the intervention. To evaluate the extensibility, we used the the sit-and-reach test, to ROM, the Digital Inclinator. The intervention consisted in the implementation of Fascial Manipulation© Technique, on the back of the leg. **Results:** The results of this study suggest that Fascial Manipulation© Technique works on improvement of muscle extensibility, results referred in these two ways of testing. **Conclusion:** It follows the end of this study, wich analyzed the sample, the Fascial Manipulation© Technique has great ability to positively alter the ROM muscle and extensibility of the posterior chain.

Keywords: fascia, flexibility, range of motion.

Artigo recebido em 9 de outubro de 2010 e aceito em 11 março de 2011.

1. Discente. Curso de fisioterapia - Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), Cascavel, Paraná, Brasil.
2. Docente. Doutor - Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), Cascavel, Paraná, Brasil.

Endereço para correspondência:

Natália Boneti Moreira. Rua Universitária, 2069, Jardim Universitário - Cascavel, Paraná, Brasil. (44)9978-8889. E-mail: nataliaboneti@hotmail.com
"Eu, Natália Boneti Moreira, tive total acesso a todos os dados neste estudo e assumo completa responsabilidade pela integridade dos dados e pela precisão da análise dos mesmos".

INTRODUÇÃO

A flexibilidade pode ser classificada como a habilidade de mover uma ou mais articulações por meio de uma amplitude de movimento (ADM) livre de dor e sem restrições, e esta é dependente da extensibilidade dos músculos. A extensibilidade muscular depende de várias propriedades mecânicas e neurofisiológicas do tecido contrátil e do tecido não contrátil, entre eles o tecido conjuntivo⁽¹⁾.

A fásia é um elemento de conexão extenso e contínuo, entre as diferentes estruturas anatômicas, sendo considerada uma rede tridimensional que se estende por todo corpo^(2,3). Ela é constituída por dois tipos de tecido conjuntivo: tecido conjuntivo frouxo e tecido conjuntivo denso, sendo que, o primeiro forma a fásia superficial e o segundo a fásia profunda^(4,5).

A fásia superficial, é formada por tecido fibroelástico que divide a hipoderme em duas camadas, têm como função aumentar a mobilidade da pele, atuar como um isolante térmico e armazenar energia para uso metabólico, além de permitir o deslizamento da pele sobre a fásia profunda^(6,7). Já a fásia profunda, ou miofásia, é mais resistente e reveste todos os músculos, tendo como função separar e envolver os órgãos, músculos, cada feixe de fibra e cada célula muscular individual, além de permitir o fácil deslizamento dos músculos entre si^(4,5,8).

A miofásia é o elemento de ligação entre os vários grupos musculares^(2,3). Por meio desta ligação, a miofásia responde a estímulos mecânicos gerados pela atividade muscular, e esses em excesso podem causar alterações na estrutura da matriz extracelular, que resulta em uma alteração das propriedades mecânicas do tecido conjuntivo denso⁽⁹⁾. A repetição contínua de um mesmo movimento, o sedentarismo, traumatismos, má postura e posições antálgicas podem causar densificação da fásia muscular, alterando assim a extensibilidade tecidual e a eficiência da contração muscular, levando a retrações e encurtamentos musculares, alterando a amplitude de movimento^(4,6,10,11).

A fásia por ser um tecido plástico e maleável, capaz de ajustar-se ao estresse mecânico, térmico e metabólico, pode eventualmente ser restaurada a suas condições fisiológicas por meio do tratamento de manipulação externa^(12,13).

Tendo em vista, a relação que a fásia apresenta com o sistema músculo-esquelético e as possíveis alterações da extensibilidade tecidual decorrentes das densificações do tecido fascial, que levam a alterações da extensibilidade tecidual, novas pesquisas são necessárias para verificar quais alterações relacionadas a ADM e extensibilidade muscular podem ocorrer com a Técnica Fascial Manipulation©.

Este estudo teve como objetivo verificar a eficácia da Técnica Fascial Manipulation© para o ganho de amplitude de movimento (ADM) e analisar a influên-

cia desta técnica na extensibilidade muscular da cadeia posterior.

MÉTODO

O estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), sob parecer 558/2009 – CEP de 18 de dezembro de 2009.

Realizou-se um estudo analítico, intervencional, do tipo ensaio clínico randomizado, utilizando uma amostra por conveniência, realizado no mês de Agosto no Laboratório de Estudo de Lesões e de Recursos Fisioterapêuticos da UNIOESTE, Campus de Cascavel. A amostra foi composta por acadêmicas da universidade, que foram inicialmente avaliadas, para verificar o enquadramento nos critérios de inclusão e exclusão, as selecionadas foram esclarecidas quanto aos objetivos e os procedimentos do estudo por meio de um Termo de Consentimento, reservando-lhes o direito de desistência da pesquisa e assegurando-lhes o sigilo de sua identidade.

Foram incluídas no estudo mulheres, com idade entre 17 e 25 anos, que apresentaram retração muscular da cadeia posterior com amplitude de movimento de flexão do quadril, menor ou igual a 160°, avaliada por meio da Prancha de Brasileiro; Faria e Queiroz⁽¹⁴⁾. Foram excluídas mulheres que se encontravam no período gestacional, apresentaram hiper mobilidade articular, frouxidão ligamentar, lesão articular ou muscular prévia em membros inferiores com necessidade de tratamento médico e/ou fisioterapêutico, cirurgia reparadora em joelho, tornozelo e quadril ou que apresentaram o índice de massa corporal acima de 24,9 kg/m², calculado através da fórmula IMC= peso/altura² de acordo com a Abeso (2009).

Foram avaliadas 70 mulheres, sendo que 6 foram excluídas: 2 por apresentarem hiper mobilidade articular, 3 por IMC acima do nível predito e 1 devido a cirurgia reparadora em quadril. A amostra final foi composta por 64 mulheres, com idade média de 20,70 anos ($\pm 2,1$) e índice médio de massa corpórea de 21,14 kg/m² ($\pm 2,2$), que foram divididas aleatoriamente em dois grupos: Grupo intervenção (GI, n=32) e Grupo simulacro (GS, n=32). Os dois grupos passaram inicialmente por um protocolo de avaliação, após este o GI recebeu o tratamento com a Técnica Fascial Manipulation©, enquanto o GS recebeu apenas uma simulação do tratamento, em que foram utilizados os mesmos pontos, porém sem movimentos friccionais. Logo após esta etapa os dois grupos foram reavaliados, e o tratamento foi disponibilizado para as participantes do GS.

Protocolo de avaliação

Todas as participantes foram submetidas a um protocolo de avaliação fisioterapêutica, contendo dados clínicos e pessoais, sendo que o avaliador não tinha conheci-

mento de qual grupo esta pertença. Os testes específicos, relacionados à amplitude de movimento e extensibilidade muscular, foram realizados em duas etapas: T(1): Pré-intervenção, realizada no mesmo dia da intervenção e T(2): Pós-intervenção, realizada no mesmo dia da intervenção.

A extensibilidade de alguns músculos da cadeia posterior foram avaliadas de maneira global: músculos isquiotibiais (bíceps da coxa, semitendíneo, semimembranáceo), tríceps sural (gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo) e músculos paravertebrais (grupo superficial e profundo). Estes foram escolhidos devido à grande incidência de encurtamento em decorrência do sedentarismo, principalmente da musculatura isquiotibial^(10,15). As avaliações transcorrerão da seguinte forma:

Banco de Wells

As participantes foram orientadas a ficar descalças, sentarem-se de frente para a base da caixa, com os membros inferiores estendidos e unidos, e os pés totalmente apoiados na parede da caixa de madeira⁽¹⁶⁾. Para evitar deslocamentos laterais os membros superiores eram alinhados com a fita métrica do banco, com uma mão sobreposta a outra, sendo padronizada a mão direita sobre a esquerda⁽¹⁷⁾.

Após o posicionamento adequado foi solicitada uma inspiração profunda e durante a expiração, a participante flexionava o tronco para frente com a intenção de alcançar a máxima distância possível sobre a régua graduada⁽¹⁷⁾, mantendo a posição por três segundos, lembrando que as mãos estavam posicionadas em frente ao quadrado a ser empurrado e o teste era repetido três vezes^(16,18).

Durante o teste o avaliador se posicionava ao lado da participante, apoiando os joelhos da mesma com as mãos, sem pressioná-los, para mantê-los estendidos⁽¹⁶⁾. A descrição dos resultados foi medida a partir da posição mais longínqua que a participante alcançou na escala com as pontas dos dedos, e a medida anotada foi a anterior ao quadrado. Registrou-se o melhor resultado entre as três execuções com anotação em uma casa decimal^(16, 18).

Inclinômetro Digital

Para a avaliação do inclinômetro, a participante deve ser posicionada de forma correta, com a identificação adequada dos pontos anatômicos para posicionar o aparelho corretamente, e identificar os ângulos⁽¹⁹⁾.

Para avaliação do movimento de flexão do tornozelo (dorsiflexão), a participante foi posicionada deitada sobre a maca, com o pé que seria avaliado ultrapassando a borda da mesma. O flexímetro foi posicionado no nível do metatarso, na parte interna do tornozelo, sendo solicitada a flexão ativa do tornozelo, a ADM foi coletada após o término do movimento.

Na avaliação do movimento de flexão do quadril, a participante foi posicionada deitada em decúbito dorsal na maca, o joelho do membro não avaliado foi fixado es-

tendido e o inclinômetro foi posicionado na lateral superior da coxa do membro inferior a ser avaliado. Em seguida, foi solicitado o movimento de flexão ativa do quadril com o joelho totalmente estendido sem tirar a coluna lombar da maca, mantendo a dorsiflexão durante todo movimento (angulação tibiotársica à 90°), sendo coletada a ADM após o término do movimento.

Protocolo de intervenção

A intervenção compreendeu na execução da Técnica Fascial Manipulation®, em períodos pré determinados, dependendo do grupo da participante (GI ou GP).

A manipulação consistiu em realizar uma pressão associada a movimentos friccionais (em todas as direções) do contato sobre o ponto a ser manipulado. A pressão utilizada durante o tratamento deve ser aquela que o paciente possa suportar⁽⁶⁾.

Foram manipulados quatro pontos localizados na região posterior do membro inferior⁽⁶⁾: Ponto 1: Região glútea; região do músculo glúteo máximo sobre o ligamento sacrotuberal, Ponto 2: Região do meio da coxa; entre o músculo semitendíneo e cabeça longa do bíceps femoral, Ponto 3: Região póstero-lateral da perna; entre o músculo gastrocnêmico lateral e o sóleo, Ponto 4: Região lateral do pé; sobre o músculo flexor curto do dedo mínimo e abdutor do dedo mínimo, na região da tuberosidade do quinto metatarso.

As manipulações foram realizadas por um único terapeuta, em ambos os membros inferiores das participantes, por meio do contato do cotovelo no ponto 1, já nos pontos 2, 3 e 4 o contato foi com a face dorsal da falange média do dedo indicador. Antes da execução da técnica, a participante foi posicionada em decúbito ventral sobre a maca, braços ao longo do corpo, com a cabeça e os membros inferiores em posição neutra⁽⁶⁾. O tempo de manipulação adotado para cada ponto foi de um minuto, o suficiente para converter o atrito contra a fáscia em calor, totalizando quatro minutos de manipulação para cada membro inferior⁽²⁰⁾.

Os pontos a serem manipulados deveriam estar descobertos, sem tecidos ou vestimentas. A pele do cotovelo ou dedo do terapeuta deve aderir à pele do paciente para que durante a manipulação, o tecido subcutâneo se mova e permita que o atrito gerado vá direto à fáscia^(6,11).

Protocolo simulacro

As participantes do GP, após a primeira avaliação, foram submetidas à palpação, por um minuto, nos pontos 1, 2, 3 e 4 e posicionamento descritos anteriormente. Esta palpação consistiu em um leve toque sobre os pontos, sem movimentos friccionais. Em seguida foram encaminhadas para a reavaliação, e após o término da coleta de dados foi disponibilizado às participantes a intervenção com a Técnica Fascial Manipulation®.

Análise estatística

Os resultados foram expressos por meio da estatística descritiva (média e desvio-padrão) e analisados pela estatística inferencial. Os dados foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov. Em seguida os valores paramétricos foram comparados por meio do teste *t* de Student pareado, para análise intra-grupo, e teste *t* de Student não pareado, para análise intergrupos. Na comparação dos valores não paramétricos foi utilizado o teste Wilcoxon, para análise intragrupo, e teste Mann-whitney, para análise intergrupos. Em todos os testes o nível de significância aceito foi de $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS

Banco de Wells (BW)

A partir dos resultados encontrados, pode-se constatar que, no grupo intervenção (GI) houve um aumento significativo da média na extensibilidade muscular dos isquiotibiais ($p=0,0003$), quando comparado nos momentos pré-tratamento ($20,81\text{cm}\pm 8,33$) e pós-tratamento ($22,36\text{cm}\pm 8,02$).

No grupo simulacro (GS) foi verificado que na comparação das médias no pré ($20,34\text{cm}\pm 7,10$) e pós tratamento ($21,03\text{cm}\pm 7,10$) houve uma tendência à melhora da extensibilidade muscular ($p=0,0613$), porém o resultado não apresentou significância estatística.

Nas comparações intergrupo, entre GIXGS, nos momentos pré ($p=0,8189$) e pós-tratamento ($p=0,5087$) não houve diferença estatística significativa. Na tabela 1, encontram-se os valores em centímetros (cm) relacionados ao Banco de Wells.

Inclinômetro

Nas avaliações da amplitude de movimento (ADM) da flexão do quadril com o inclinômetro, observou-se no GI que, tanto no membro inferior direito (MID) como no esquerdo (MIE) a comparação nos momentos pré-tratamento

Tabela 1. Valores em centímetros (cm) relacionados ao Banco de Wells.

Grupo	Momento de medição	X	S
GI	T(1)	20,81	$\pm 8,33$
GI	T(2)	22,36	$\pm 8,02^*$
GS	T(1)	20,34	$\pm 7,10$
GS	T(2)	21,03	$\pm 7,10$

GI: Grupo intervenção; GS: Grupo simulacro; X: Média; S: Desvio Padrão; T(1): Avaliação pré-tratamento; T(2): Avaliação logo após o tratamento. *Nível de significância $<0,05$.

mento (MID: $68,59^\circ\pm 6,56$; MIE: $66,88^\circ\pm 6,21$) e pós-tratamento (MID: $72,75^\circ\pm 7,33$; MIE: $70,63^\circ\pm 5,96$), apresentaram significância estatística.

Para o GS, os resultados encontrados apresentaram significância estatística para ambos os membros, nos

momentos pré-tratamento (MID: $71,19^\circ\pm 5,22$; MIE: $68,09^\circ\pm 6,88$) e pós-tratamento (MID: $73,19^\circ\pm 6,17$; MIE: $69,84^\circ\pm 6,19$).

Quanto aos valores referentes à comparação entre GIXGS nos momentos pré-tratamento (MIDp:0,1247; MIEp:0,3567) e pós tratamento (MIDp:0,8875; MIEp:0,5716), observou-se que não houve significância estatística. Na tabela 2(a), são apresentados os valores em graus relacionados ao inclinômetro na avaliação da flexão do quadril.

Tabela 2a. Valores em graus relacionados ao Inclinômetro na avaliação da flexão do quadril.

Grupo	Momento de medição	MID		MIE	
		X	S	X	S
GI	T(1)	68,59	$\pm 6,56$	66,88	$\pm 6,21$
GI	T(2)	72,75	$\pm 7,33^*$	70,63	$\pm 5,96^*$
GS	T(1)	71,19	$\pm 5,22$	68,09	$\pm 6,88$
GS	T(2)	73,19	$\pm 6,17^*$	69,84	$\pm 6,19^*$

GI: Grupo intervenção; GS: Grupo simulacro; MID: membro inferior direito; MIE: membro inferior esquerdo; X: Média; S: Desvio Padrão; T(1): Avaliação pré-tratamento; T(2): Avaliação logo após o tratamento. *Nível de significância $<0,05$.

Outra variável analisada com o inclinômetro foi a ADM da dorsiflexão no MID e MIE. Na avaliação deste foram encontrados valores significativos, no GI, em ambos os membros, na comparação das médias dos momentos pré-tratamento (MID: $13,16^\circ\pm 2,26$; MIE: $11,97^\circ\pm 2,57$) e pós-tratamento (MID: $14,59^\circ\pm 2,67$; MIE: $13,34^\circ\pm 2,27$).

No GS foi verificado, em ambos os membros, que na comparação pré-tratamento (MID: $13,13^\circ\pm 2,17$; MIE: $11,78^\circ\pm 2,24$) e pós-tratamento (MID: $13,31^\circ\pm 2,23$; MIE: $12,19^\circ\pm 2,22$), os valores não apresentaram resultados significativos.

Nas comparações entre GIXGS, nos momentos pré-tratamento (MIDp: 0,6579; MIEp: 0,8329) e pós-tratamento (MIDp: 0,0935; MIEp: 0,0594) não houve diferença significativa. Na tabela 2(b), encontram-se os valores em graus relacionados ao inclinômetro na avaliação da dorsiflexão.

Tabela 2b. Valores em graus relacionados ao Inclinômetro na avaliação da dorsiflexão.

Grupo	Momento de medição	MID		MIE	
		X	S	X	S
GI	T(1)	13,16	$\pm 2,26$	11,97	$\pm 2,57$
GI	T(2)	14,59	$\pm 2,67^*$	13,34	$\pm 2,27^*$
GS	T(1)	13,13	$\pm 2,17$	11,78	$\pm 2,24$
GS	T(2)	13,31	$\pm 2,23$	12,19	$\pm 2,22$

GI: Grupo intervenção; GS: Grupo simulacro; MID: membro inferior direito; MIE: membro inferior esquerdo; X: Média; S: Desvio Padrão; T(1): Avaliação pré-tratamento; T(2): Avaliação logo após o tratamento. *Nível de significância $<0,05$.

DISCUSSÃO

Os resultados encontrados no presente estudo sugerem que a Técnica Fascial Manipulation® favorece a melhora da extensibilidade dos músculos da cadeia posterior, resultados estes referidos nas duas maneiras de testagem. O Banco de Wells demonstrou aumento significativo da distância atingida pelas participantes do GI, comparando os momentos T(1) e T(2), indicando que a técnica pode estar relacionada ao aumento da extensibilidade dos músculos da cadeia posterior.

Na avaliação da ADM, analisada pelo inclinômetro, o comportamento dos dados foi semelhante. Observando a comparação entre T(1) e T(2) para o GI, tanto para a flexão do quadril como para a dorsiflexão, ambas apresentaram resultados significativos e positivos quanto à ADM. Porém, o mesmo aconteceu com o GS na avaliação da flexão do quadril, indicando um provável aprendizado quanto à execução das avaliações. A aprendizagem motora é considerada uma mudança no comportamento motor, conforme experiências anteriores, ocorrida em virtude da prática e inferida por meio do desempenho⁽²¹⁾. Com isso, a realização repetida das avaliações pode ter influenciado na alteração da ADM.

Resultados semelhantes foram encontrados por Leite, Matutino e Aragão⁽¹⁰⁾, por meio da análise da ADM do quadril após a manipulação miofascial, sendo constatada uma média da variação da amplitude de 10,75° (±3,56). Verificando assim, que esta é uma técnica com grande capacidade de alterar a ADM corporal, demonstrando sua eficácia na restauração da extensibilidade de musculaturas encurtadas.

A variação da extensibilidade tecidual e ADM podem ser explicadas por meio da análise da estrutura fascial. Esta é formada por células, entre elas fibroblastos e mastócitos, e uma matriz extracelular. O colágeno e a elastina, produzida pelos fibroblastos, conferem a propriedade viscoelástica do tecido fascial, já a histamina, produzida pelos mastócitos logo após a manipulação miofascial, causa a vasodilatação local aumentando os fluidos da matriz^(10,22,23). Com isso, o ganho obtido deve-se, entre outros fatores à restauração da tensão tecidual normal⁽¹⁰⁾.

Outro fator importante, que explica os resultados obtidos, são as características mecânicas do tecido mole não contrátil, ou seja, sua capacidade de deformação viscoelástica, que depende de forças de sobrecarga e distensão tecidual para uma mudança (1,24,25,26). No primeiro momento, a sobrecarga das fibras de colágeno promove seu alongamento, já no segundo momento, com uma sobrecarga adicional, ocorre uma falha seqüencial das fibras de colágeno e tecidos, atingindo assim a amplitude plástica e a produção de calor tecidual (1,24). Este fato evidencia a propriedade plástica fascial, demonstrando que por meio de uma pressão brusca e rápida haverá lesão tecidual, porém se a pressão

for lenta, a fáscia sofrerá alterações⁽¹⁰⁾, pois quando esta sobrecarga é retirada a deformação tecidual e o remodelamento do tecido conjuntivo permanecem resultando na melhora da distensibilidade tecidual (1,24), como foi observado no presente estudo.

Além disso, com o aumento da temperatura tecidual, o tecido conjuntivo cede mais facilmente ao alongamento e a sensibilidade dos órgãos tendinosos de Golgi aumenta, o que leva a uma maior inibição muscular, e conseqüentemente à melhora da extensibilidade muscular⁽¹⁾.

Estudos mostram que a fáscia apresenta grande capacidade de reorganização e mudança em sua densidade após a aplicação de uma pressão manual, pois o tecido conjuntivo é considerado uma substância coloidal, em que a substância fundamental pode ser influenciada pela aplicação de energia, seja ela térmica ou mecânica, para alterar a sua forma global de um gel denso para uma solução fluída⁽¹²⁾. Esta transformação de gel para solução fluída também é conhecida como tixotropismo⁽²⁷⁾ que têm sido positivamente confirmada como resultado de aplicações mecânicas de pressão no tecido conjuntivo⁽¹²⁾. Com isso a pressão realizada durante a técnica no tecido fascial, gera uma energia mecânica, alterando sua forma e, conseqüentemente, altera sua extensibilidade, como foi mostrado no presente estudo.

O tecido conjuntivo também pode ser visto como um "cristal líquido", autores propõem que células responsáveis pela produção e eliminação das fibras de colágeno (chamadas de fibroblastos e fibroclastos) podem ser responsivas às cargas elétricas⁽¹²⁾. Ou seja, uma pressão externa cria uma carga elétrica alta, que estimula os fibroblastos a aumentar sua produção de fibras de colágeno na região. Adicionalmente, os fibroclastos não eliminam as fibras eletricamente carregadas, em conseqüência, uma pressão maior irá gerar maior carga e mais fibras^(12,28), pois a estrutura do colágeno responde eficientemente a carga mecânica⁽²⁸⁾, gerando uma deposição orientada do colágeno que devolverá a extensibilidade fascial, respaldando os achados do estudo.

Porém, a fáscia não pode ser caracterizada apenas por sua estrutura e propriedades mecânicas, pois ela é preenchida por uma densa rede de mecanorreceptores, entre eles os corpúsculos de paccini e ruffini, que desempenham diferentes funções e são ativados em situações diferentes^(7,27,29).

A manipulação miofascial, por ser uma pressão lenta e profunda, estimula os corpúsculos de ruffini e alguns receptores intersticiais, alterando a entrada proprioceptiva para o sistema nervoso central (SNC), que resulta em mudanças da regulação do tônus das unidades motoras associadas a este tecido, levando a diminuição deste tônus e conseqüentemente o relaxamento dos tecidos da região^(7,27). Além disso, o estímulo dos corpúsculos de ruffini e dos receptores intersticiais (principalmente tipo III

e IV), podem atuar sobre o sistema nervoso autônomo (SNA), reduzindo sua atividade simpática, alterando a vasodilatação local e a dinâmica dos fluídos, auxiliando no tixotropismo fascial⁽¹²⁾. Esta teoria reforça que a técnica utilizada é capaz de alterar não só o tecido fascial, mas também de gerar estímulos ao tecido nervoso, promovendo a inibição da tensão miofascial.

Pode-se constatar como limitações do presente estudo, o não controle da variável ADM de quadril e joelho na seleção da amostra, assim futuros estudos podem controlar essa variável a fim de comparar com os resul-

tados obtidos nesse trabalho.

CONCLUSÃO

Conclui-se ao fim deste estudo, que para a amostra analisada, a Técnica Fascial Manipulation® apresenta capacidade de alterar positivamente a amplitude de movimento e a extensibilidade muscular da cadeia posterior. Além disso, este estudo oferecerá aos fisioterapeutas uma nova opção de tratamento, para a melhora ou manutenção da amplitude de movimento e extensibilidade muscular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Coelho LFS. O treino da flexibilidade muscular e o aumento da amplitude de movimento: uma revisão crítica da literatura. *Revista de Desporto e Saúde*. 2007 mai;4(4):59-70.
2. Stecco C, Porzionato A, Lancerotto L, Stecco A, Macchi V, Day AJ, De Caro R. Histological study of the deep fasciae of the limbs. *J Bodyw Mov Ther*. 2008 jul;12(3):225-30.
3. Stecco A, Macchi V, Masiero S, Porzionato A, Tiengo C, Stecco C, Delmas V, De Caro R. Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional specializations. *Surg Radiol Anat*. 2009 jan;3(1):35-42.
4. Danto BJ. Review of integrated neuromusculoskeletal release and the novel application of a segmental anterior/posterior approach in the thoracic, lumbar, and sacral regions. *J Am Osteopath Assoc*. 2003 dec;103(12):583-96.
5. Dixon MW. *Massagem miofascial*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan; 2007.
6. Stecco L. *Manipolazione della fascia: per il trattamento delle affezioni muscoloscheletriche*. Italia: Editora Piccin; 2002.
7. Stecco C, Gagey O, Belloni A, Pozzuoli A, Porzionato A, Macchi V, Aldegheri R, De Caro R, Delmas V. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation. *Morphologie*. 2007 mar;91(292):38-43.
8. Liptan GL. Fascia: A missing link in our understanding of the pathology of fibromyalgia. *J Bodyw Mov Ther*. 2010;14(1):3-12.
9. D'souza D, Patel K. Involvement of long and short range signalling during early tendon development. *Anat Embryol*. 1999;200(4):367-75.
10. Leite JAM, Matutino RRB, Aragão JHD. Efeito da liberação miofascial dos isquiotibiais na amplitude do movimento do quadril. *Ter Man*. 2008;6(25):154-8.
11. Day JA, Stecco C, Stecco A. Application of fascial manipulation e technique in chronic shoulder pain - Anatomical basis and clinical implications. *J Bodyw Mov Ther*. 2009 apr;13(2):128-35.
12. Schleip R. Fascial plasticity, a new neurobiological explanation: Part 1. *J Bodyw Mov Ther*. 2003 jan;7(1):11-19.
13. Pedrelli A, Stecco C, Day JA. Treating patellar tendinopathy with Fascial Manipulation. *J Bodyw Mov Ther*. 2009;13(1):73-80.
14. Brasileiro JS, Faria AF, Queiroz LL. Influência do resfriamento e do aquecimento local na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. *Rev Bras Fisioter*. 2007; 11(1):57-61.
15. Pinfildi CE, Prado RP, Liebano RE. Efeito do alongamento estático após diatermia de ondas curtas versus alongamento estático nos músculos isquiotibiais em mulheres sedentárias. *Rev Bras Fisioter*. 2004;5(2):119-24.
16. Araujo SS, Oliveira H, Paz AA, Santos CAS. Avaliação da flexibilidade de adolescentes através do teste sentar e alcançar. *Revista Digital Vida & Saúde*. 2002;1(1):5-10.
17. Cardoso JR, Azevedo NCT, Cassano CS, Kawano MM, Âmbar G. Confiabilidade intra e interobservador da análise cinemática angular do quadril durante o teste sentar e alcançar para mensurar o comprimento dos isquiotibiais em estudantes universitários. *Rev Bras Fisioter*. 2007;11(2):133-8.
18. Paiva BTB, Pey JNA, Perius D, Carvalho LO, Almeida RM, Mello PJO, Seito RS, Carvalho AJ, Fernandes CO, Martins MEA, Cunha RSP, La Porta Júnior MAM. Comparação da flexibilidade de tronco entre cadetes do 1º ano e do 4º ano da academia militar das agulhas negras. *Rev Educ Fís*. 2005 abr;130:15-21.
19. Achour Junior A. *Avaliando a flexibilidade: flexímetro*. Londrina: Editora Midiograf; 1997.
20. Borgini E, Stecco A, Day JÁ, Stecco C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? *J Bodyw Mov Ther*. 2010 oct;14(4):318-25.

21. Benda RN. Sobre a natureza da aprendizagem motora: mudança e estabilidade...e mudança. *Rev Bras Educ Fís Esp.* 2006 set;20(5):43-5.
22. Gruys E, Toussaint MJM, Niewold TA, Koopmans SJ. Acute phase reaction and acute phase proteins. *J Zhejiang Univ Sci.* 2005 oct;6(11):1045-56.
23. Bilate AMB. Inflamação, citocinas, proteínas de fase aguda e implicações terapêuticas. *Temas de Reumatologia Clínica* 2007;8(2):47-51.
24. Goldspink G. Changes in muscle mass and phenotype and the expression of autocrine and systemic growth factors by muscle in response to stretch and overload. *J Anat.* 1999 apr;194(3):323-34.
25. Folpp H, Deall S, Harvey LA, Gwinn T. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? *Aust J Physiother.* 2006;52(1):45-50.
26. Marques AP, Vasconcelos AAP, Cabral CMN, Sacco ICN. Effect of frequency of static stretching on flexibility, hamstring tightness and electromyographic activity. *Braz J Med Biol Res.* 2009 oct;42(10):949-53.
27. Schleip R. Fascial plasticity, a new neurobiological explanation: Part 2. *J Bodyw Mov Ther.* 2003 apr;7(2):104-16.
28. Ahn AC, Grodzinsky AJ. Relevance of collagen piezoelectricity to "wolff's law": a critical review. *Med Eng Phys.* 2009 sep;31(7):733-41.
29. Fonseca MCR, Ferreira AM, Hussein AM. Sistema sensório-motor articular: revisão da literatura. *Fisioter Pesqui.* 2007;14(3):82-90.

Artigo Original

Dados epidemiológicos de pacientes portadores de disfunção temporomandibular do estado do Ceará.

Epidemiological data of patients with temporomandibular dysfunction of the state of Ceará.

Fernanda Costa de Mesquita⁽¹⁾, Liana Correia Pinto Botelho⁽²⁾, Ediana Rabello Girão Rios⁽³⁾.

Resumo

Introdução: As disfunções temporomandibulares (DTM) consistem em um conjunto de condições dolorosas e/ou disfuncionais que envolvem os músculos mastigatórios, as ATMs e estruturas associadas. Os sintomas dessas desordens são muito comuns na população em geral. A importância da epidemiologia vem da necessidade de se conhecer a frequência e a severidade da disfunção e o seu impacto na sociedade. **Objetivo:** Esta pesquisa tem como objetivo traçar o perfil epidemiológico de pacientes portadores de DTM atendidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) do estado do Ceará. **Método:** Foram analisados os prontuários dos pacientes com diagnóstico clínico de DTM no período de janeiro a dezembro de 2008. **Resultados:** Os resultados mostraram uma prevalência do sexo feminino. Dos 489 pacientes, 411 eram mulheres. Os sinais e sintomas mais frequentes foram dor crônica, estalido e fadiga muscular. Com relação à sensibilidade a palpação, o músculo masseter foi o que obteve o maior percentual e quanto à alteração do movimento da mandíbula, o destaque foi para o limite de abertura. **Conclusão:** Esse trabalho propôs uma análise epidemiológica do perfil da DTM na região do Ceará. Evidenciou-se que o quadro epidemiológico desta disfunção se assemelha ao que é retratado no mundo todo, salvo particularidades da população. Porém, vale ressaltar que se faz necessário mais pesquisas a respeito para um perfil mais concreto.

Palavras-chave: Fisioterapia (especialidade); disfunção temporomandibular; epidemiologia.

Abstract

Introduction: The Temporomandibular Dysfunctions (TMD) consist of a collection of aching conditions and/or disorders that involve the chewing muscles, the TMJ and associated structures. The symptoms of those disorders are very common in the population in general. The importance of the epidemiology comes from the necessity to know the frequency and severity of the dysfunction and its impact in the society. **Objective:** This research has as objective draw the epidemiologic profile of patients with TMD attended by the Unique System of Health (SUS) from the state of Ceará. **Method:** Patient prontuaries with TMD clinical diagnosis were analyzed from January to December from January to December 2008. **Results:** The results showed a predominance of the female gender, from the 489 patients, 411 were women. The signs and the most frequent symptoms were chronic pain, clicking and muscle fatigue. Regarding to the sensibility to hand touch, the masseter muscle presented the greatest percentage and regarding to alteration of the jaw movement, the main point was to the opening limit. **Conclusion:** This work proposed to carry out an epidemiologic analysis in the Ceará region, showing that the general profile of TMD patients is the same all over the world, except some population particularities, remembering that is necessary many more researches about in order to obtain a more concrete profile.

Keywords: Physiotherapy (specialty); temporomandibular dysfunction; epidemiology.

Artigo recebido em 9 de novembro de 2010 e aceito em 21 março de 2011.

1. Graduada em Fisioterapia pela Faculdade Christus. Fortaleza, Ceará, Brasil.
2. Graduada em Fisioterapia pela Universidade de Fortaleza – UNIFOR, Fortaleza, Ceará, Brasil.
3. Mestra em Educação e Saúde – Faculdade Christus – UNIFOR, Fortaleza, Ceará, Brasil.

INTRODUÇÃO

As desordens ou disfunções temporomandibulares (DTM) abrangem vários problemas clínicos que envolvem os músculos da mastigação, a articulação temporomandibular e estruturas associadas ou ambas⁽¹⁾. Constituem um conjunto de distúrbios articulares e musculares na região orofacial e, por não existir um fator etiológico único, é considerada de etiologia multifatorial⁽²⁾.

Essas disfunções podem contribuir para o aparecimento de diversos sinais, tais como: dores musculares nos masseteres e temporais, dores articulares e dores de ouvido⁽³⁾.

A dor é a queixa mais comum nas desordens da articulação temporomandibular (ATM) e a mais difícil de avaliar devido às diferenças individuais. Pode apresentar-se de várias formas: penetrante, em queimação, triturrante, latejante, espasmódica, contínua, do tipo ferroadada, tipo esmagamento, tipo adormecimento, tipo coceira ou tipo formigamento⁽⁴⁾.

Os autores Garcia e Ramos⁽⁵⁾ verificaram a presença de ruídos articulares em 49,1% dos pacientes que apresentavam DTM. Os sons articulares podem ser: estalido, um único evento de curta duração; estalo, se o som for alto; e a crepitação, que é um som múltiplo descrito como irritante⁽⁶⁾. A ocorrência do estalo da articulação temporomandibular acontece no momento em que o côndilo golpeia o componente temporal, com ou sem o disco interposto, após ultrapassar um obstáculo mecânico⁽⁴⁾.

Além do ruído articular, Pereira, Duarte e Vilela⁽⁷⁾ apontam outros sinais e sintomas característicos da DTM, que são: cefaléia, artralgia, mialgia e otalgia.

Outra manifestação clínica é a hiper mobilidade articular generalizada, que se caracteriza pela presença de frouxidão ligamentar nas articulações do corpo e é originada por uma desordem do tecido conjuntivo com alteração na estrutura do colágeno, possibilitando, desta forma, a realização de movimentos articulares além do limite normal. Esta condição pode alterar a relação normal entre a cápsula articular, a arquitetura óssea e a associação do sistema musculoligamentar, levando a uma destruição progressiva do disco e do ligamento e, conseqüentemente, resultando em uma DTM⁽⁸⁾.

A hiper mobilidade da mandíbula pode ocorrer sem sintomatologia dolorosa, causar luxações da ATM, espasmos musculares e dor irradiada em toda a musculatura mastigatória⁽⁹⁾.

Os indivíduos com o distúrbio podem, ainda, apresentar deslocamentos espontâneos da mandíbula, traumas nas articulações temporomandibulares, hiper mobilidade crônica da mandíbula e síndrome da disfunção miofacial temporomandibular. Sintomas otoneurológicos como vertigem, tontura, hipoacusia, dentre outros podem também ser apresentados⁽¹⁰⁾.

A abertura normal da boca apresenta uma variação de 40 a 60 mm. Quando há um relacionamento não ana-

tômico entre o disco e o côndilo, chamados desarranjos internos da articulação, ocorre uma limitação da abertura da boca. Essa condição pode, ainda, desenvolver uma abertura em dois estágios, que é definida como uma trajetória em "S", uma limitação da lateralidade, travamento e desvios da linha média⁽¹¹⁾.

Aproximadamente de 60 a 70% da população mundial, em geral, têm ao menos um sinal de disfunção, contudo, apenas um quarto das pessoas está realmente ciente ou relata algum sintoma e somente 5% das pessoas procuram algum tratamento⁽¹²⁾.

De acordo com Steenks e Wijer⁽¹³⁾, o conhecimento dos diversos sintomas deve levar à etiologia correta, de modo que o paciente e o terapeuta conheçam claramente as prioridades a serem estabelecidas no que se diz respeito às estratégias de tratamento.

Em pesquisas realizadas em artigos nacionais e livros sobre disfunções temporomandibulares, não foram encontradas referências que traçassem o perfil epidemiológico do paciente portador de DTM do estado do Ceará. Sabe-se que os dados epidemiológicos são fundamentais para nortear políticas públicas e direcionar os profissionais da saúde na sua atuação, justificando-se a execução do estudo.

Desta maneira, o objetivo deste estudo é traçar o perfil epidemiológico de pacientes portadores de DTM atendidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) do estado do Ceará, assim como verificar a prevalência dos sinais e sintomas e a presença de parafunções e movimentos comprometidos nos mesmos.

MÉTODO

Trata-se de um estudo epidemiológico, descritivo, por observar e descrever determinados aspectos da situação, de amostragem transversal, pois no processo de observação a produção do dado é realizada em um único momento no tempo e com abordagem quantitativa⁽¹⁴⁾. Foi realizado no Centro Especializado de Odontologia Joaquim Távora (CEO-Joaquim Távora), na cidade de Fortaleza-CE, onde são atendidos pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS) com problemas odontológicos, em geral encaminhados pelos Centros de Saúde da Família do estado do Ceará.

Foram utilizados prontuários dos pacientes atendidos no período de janeiro a dezembro de 2008 no CEO pelo setor de Dor Orofacial e Disfunção Temporomandibular com o diagnóstico clínico de DTM, encaminhados através dos Centros de Saúde da Família. Foram excluídos os indivíduos que realizaram alguma cirurgia facial recente (com menos de 6 meses), portadores de alguma doença reumática ou auto-imune.

Destes prontuários, foram observados gênero, faixa etária, profissão, presença, localização e tipo de dor, ruídos articulares, parafunções, limitação de abertura, sensibilidade de músculos da mastigação e interferência em

movimentos mandibulares de acordo com o questionário aplicado pelo dentista no momento de sua avaliação. Os dados foram analisados através do programa de análise estatística Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versão 15.0, utilizado em pesquisas relacionadas com a saúde, no governo, educação e outros setores, utilizando método estatístico descritivo. Para análise dos dados, foi usado o teste qui-quadrado com significância de 5%.

O projeto de pesquisa foi enviado ao comitê de regulamentação e normas éticas da Faculdade Christus, onde foram respeitadas as determinações éticas do Conselho Nacional de Saúde de acordo com a lei nº 196/96, como também os princípios de beneficência, não maleficência, justiça e autonomia.

RESULTADOS

A amostra estudada foi de 489 pacientes, sendo 411 do gênero feminino e 78 do masculino. Ao analisar a idade observou-se que o maior número de casos pertence ao grupo etário de 25 a 40 anos, com um percentual de 36,6% e o menor número de casos ficou na faixa etária acima de 70 anos, com 2,9%.

Quanto ao tipo de dor, a maioria dos pacientes apresentou dor crônica (68,5%). Os outros tipos de dor encontrados foram: dor localizada (57,5%), dor difusa (16,6%); dor do tipo tensional (44,4%) e do tipo referida (32,3%). Os outros sinais e sintomas, como travamento, estalido e zumbido se mostraram presentes entre os pacientes, sendo maior a incidência do estalido (58,2%).

Os hábitos parafuncionais encontrados foram o bruxismo, em 74 pessoas (15,1%) e o apertamento, em 48 pessoas (9,8%).

Em relação à sensibilidade à palpação, o músculo masseter foi o que obteve o percentual mais alto (41,3%). A fadiga muscular teve ocorrência em 208 pacientes (42,5%).

Quanto à alteração do movimento mandibular, 9,6% tinham desvio da mandíbula, enquanto 16,8% tinham limite de abertura da ATM. Foi encontrado, também, interferência nos movimentos de lateralização à direita em 27,6% e à esquerda em 27,2% dos pacientes.

Além do perfil acima, foi também encontrado que os pacientes na faixa etária de 25 a 40 anos apresentaram mais travamento (13,9%), como também estalido (25,0%) e zumbido (19,3%). Ao levarmos em consideração os hábitos parafuncionais, o apertamento apareceu em maior proporção na faixa etária de 25 a 40 anos (4,5%) e o bruxismo na faixa etária de 56 a 70 anos (4,7%).

Com relação à alteração do funcionamento da articulação, a faixa etária de 25 a 40 anos apresentou maior número de pessoas com desvio (5,5%), como também limite de abertura (8,6%) e fadiga muscular (17,8%).

Ao relacionar dor e idade, verificou-se que a faixa etária de 25 a 40 anos apresentou maior número com dor localizada (23,6%) e dor crônica (27,7%) e, na faixa etária 41 a 55 anos, 6,8% dos pacientes apareceram com dor difusa.

DISCUSSÃO

As disfunções na ATM têm grande prevalência do sexo feminino, tendo em vista que as mulheres se consultam com o médico mais frequentemente que os homens. Além disso, o papel da mulher perante a sociedade a expõe a um maior grau de tensão⁽¹³⁾. Relacionaram também a maior presença de receptores de estrogênio e progesterona no disco das articulações temporomandibulares de pacientes do sexo feminino, fator este que explicaria a predominância deste sexo na disfunção⁽¹¹⁾. Comprovando esse dado, Pimentel⁽¹⁵⁾ encontrou que 84% das pessoas que procuravam um Centro de Controle de Dor Orofacial em Pernambuco eram mulheres.

Normalmente a faixa etária envolvida é a população adulta jovem, e os pacientes de 60 anos ou mais, raramente se queixam de sintomas de DTM⁽¹⁶⁾, correlacionando com os dados encontrados neste estudo. Martins⁽¹⁷⁾ encontrou resultados parecidos, ao pesquisar uma população do município de São Paulo, verificou que a maioria das pessoas com disfunção estava na faixa etária de 39 a 49 anos.

Deve ser dada grande atenção a dor crônica na saúde pública já que este tipo de dor é bastante relatado pelos pacientes e por ter uma característica de longa evolução. O indivíduo com DTM e dor crônica precisa de ações de cuidado, pois está fragilizado, tanto nas condições físicas como emocionais⁽¹⁸⁾.

Outros estudos mostram que a DTM não está ligada somente a parte física do indivíduo, seus sinais e sintomas interferem também nas atividades cotidianas como mostra Oliveira⁽¹⁹⁾, em mais de 50% dos casos a dor orofacial prejudica atividades de trabalho, lazer, escola, domésticas e o relacionamento familiar.

Nos desarranjos internos da ATM, que são definidos como um relacionamento não anatômico entre o disco e o côndilo, a dor é de pequena intensidade, mas constante, sem períodos de alívio. Com o movimento mandibular durante a mastigação, pode fazer com que a dor aumente, uma vez que o fator etiológico está no aspecto intra-articular⁽¹¹⁾.

Outro sinal freqüente é o estalo. Isberg⁽⁴⁾ define este como um ruído distinto instantâneo ou momentâneo, que pode estar relacionado a condições como: deslocamento do disco com redução, espessamento local dos tecidos moles, hiper mobilidade da articulação e ainda pela presença de corpos livres intra-articulares. Diversos estudos demonstram uma prevalência de 14 a 44% nas populações examinadas.

Os hábitos parafuncionais têm papel importante na dor orofacial, em seu estudo Branco⁽²⁰⁾ encontrou que 76,9% dos seus pacientes relataram algum tipo de parafunção (apertamento ou bruxismo) e entre desses, 56,8% apresentam alterações álgicas. Inclusive entre as crianças a parafuncionalidade é um elemento importante. Em estudo realizado por Santos⁽²¹⁾, 35% das crianças em mudança de dentição tem o hábito de apertar ou rangir dos dentes.

Acredita-se que o espasmo da musculatura mastigatória seja o maior responsável pelo quadro doloroso na DTM e pode ser desencadeado por distensão, contração ou fadiga muscular⁽²²⁾. Os músculos mais frequentemente comprometidos são: masseter, pterigóideo lateral e temporal. Menezes⁽¹¹⁾ explica que por se relacionar com o disco-côndilo, o músculo pterigóideo lateral é o que mais sofre o mioespasmo.

Os sinais e sintomas das DTM são bastante comuns, visto que muitos estudos epidemiológicos relatam que de 50% a 60% da população tem algum sinal de distúrbio do sistema temporomandibular. Alguns desses sinais são significativos e outros, ao contrário, são bem sutis,

fazendo com que muitas vezes o paciente não tenha consciência do quadro.

CONCLUSÃO

Esse estudo teve como objetivo realizar uma análise epidemiológica do perfil da DTM na região do Ceará, e o achado foi de uma maior prevalência no sexo feminino, com idade entre 25 e 40 anos, justamente a faixa etária mais ativa da população. Apresentou como principais sinais e sintomas a dor crônica, estalido e fadiga da musculatura mastigatória, muitas vezes podendo estar associada a desvios da articulação temporomandibular.

Os resultados mostram que o perfil da DTM, salvo particularidades da população, é semelhante a outras partes do mundo, de acordo com a literatura e estudos realizados. Através deste também sugere-se que se faz necessário mais pesquisas a respeito, afim de se traçar um perfil mais concreto destes pacientes, além de buscar uma população maior de estudo para resultados mais significantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Silveira AM, Feltrin PP, Zanetti RV, Mautoni MC. Prevalência de portadores de DTM em pacientes avaliados no setor de otorrinolaringologia. *Rev. Brasileira de Otorrinolaringologia*, 2007, jul/ago;73(4).
2. Wilhelmsen SMS, Guimarães AS, Smith RL. Aspecto de duração da dor de pacientes atendidos em um ambulatório de disfunção temporomandibular. *Rev. Dor*, 2006, jul/ago/set; 7(3): 819-826.
3. Tosato JP, Gonzalez TO, Sampaio LMM, Corrêa JCF, Biasotto-Gonzalez DA. Prevalência de sinais e sintomas de disfunção temporomandibular em mulheres com cervicálgia e lombalgia. *Arq. Med. ABC*, 2007, dez; 32(Supl 2):20-22. Disponível em: URL: <http://www.bireme.br>.
4. Isberg A. Disfunção da articulação temporomandibular: Um guia para o clínico. São Paulo: Artes médicas; 2005.
5. Garcia, AR; Ramos IM. Avaliação da presença de ruídos articulares em uma população de adultos jovens. *Rev. Odontol*, 2002; 23:46-53.
6. Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 4 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2000.
7. Pereira GS, Duarte JM, Vilela EM. Avaliação da sintomatologia ocular em pacientes com disfunção temporomandibular. *Arq. Bras. Oftalmologia* 2000, ago, 63(4).
8. Marinho CC, Ganda AMF. Efeito da hipermobilidade articular generalizada nas articulações temporomandibulares e sua possível relação com a desordem temporomandibular. *Rev. Dor*, 2008, out/nov/dez; 9(4):1350-1355.
9. Leandro LFL, Nunes JN. ATM: Diagnóstico e tratamento. São Paulo: Pancast; 2000.
10. Zeigelboim BS, Jurkiewicz AL, Bassetto JM, Klangerberg KF. Avaliação vestibular em mulheres com disfunção temporomandibular. *Rev. CEFAC*, 2007, abr/jun; 9(2): 255-262.
11. Menezes RA. Síndromes dolorosas: Diagnóstico, terapêutica, saúde física e mental. Rio de Janeiro: Revinter; 1999.
12. Spillere A, Rosas RF. Tratamento fisioterapêutico na disfunção da articulação temporomandibular (ATM): Um estudo de caso. Disponível em: URL: <http://www.fisio-tb.unisul.br/tccs/03a/aline/artigoalinespillene.pdf>. Acesso em: 01 mai. 2009.
13. Steenks MH, Wijer A. Disfunções da Articulação Temporomandibular do ponto de vista da Fisioterapia e da Odontologia: Diagnóstico e Tratamento. São Paulo: Santos; 1996.
14. Almeida NF, Rouquayrol MZ. Introdução a Epidemiologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006.
15. Pimentel PHWG, Júnior LGTMC, Júnior AFC, Kosminsky M, Aroucha JMCNL. Perfil Demográfico dos Pacientes Atendidos no Centro de Controle da Dor Orofacial da Faculdade de Odontologia de Pernambuco. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac., Camaragibe*, 2008, abr./jun; 8(2): 69-76.
16. Okeson JP. Tratamento das desordens Temporomandibulares e oclusão. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
17. Martins RJ, Garcia AR, Garbin CAS, Sundefeld MLMM. Relação entre classe socioeconômica e fatores demográficos na ocorrência da disfunção temporomandibular. *Ciência & Saúde Coletiva*, 2008; 13(Sup 2):2089-2096.

18. Bove SRK, Guimarães AS, Smith RL. Caracterização dos pacientes de um ambulatório de disfunção temporomandibular e dor orofacial. *Rev. Latino-am Enfermagem*, 2005, set/out; 13(5): 686-91.
19. Oliveira AS de, Bermudez CC, Souza RA de, Souza CMF, Dias EM, Castro CE dos S, Bérzin F. Impacto Da Dor Na Vida De Portadores De Disfunção Temporomandibular. *J Appl Oral Sci*, 2003; 11(2): 138-43.
20. Branco RS, Branco CS, Tesch RS, Rapoport A. Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD). *Rev. Dental Press Ortodon Ortop Facial Maringá*, 2008, mar./abr; 13(2): 61-69.
21. Santos ECA, Bertoz FA, Pignatta LMB, Arantes FM. Avaliação clínica de sinais e sintomas da disfunção temporomandibular em crianças. *Rev. Dental Press Ortodon Ortop. Facial, Maringá*, 2006 mar./abril; 11(2) 29-34.
22. Amantéa DV, Novaes AP, Campolongo GD, Barros TP. A importância da avaliação postural no paciente com disfunção da articulação temporomandibular. *Rev. Ortop. Brasileira*, 2004, jul/set; 12(3): 155-159.

Artigo Original

Equilíbrio funcional em indivíduos com doença de Parkinson e sua relação com a qualidade de vida.

Functional balance in people with Parkinson's disease and its relationship to quality of life.

José Adolfo Menezes Garcia Silva⁽¹⁾, Ricardo Martines Módolo⁽²⁾, Flávia Roberta Faganello⁽³⁾.

Resumo

Introdução: A Doença de Parkinson (DP) é caracterizada por um conjunto de quatro sintomas motores: Tremor, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural. Estes déficits podem predispor os indivíduos as limitações resultantes de quedas e suas conseqüências secundárias. **Objetivo:** Avaliar o equilíbrio funcional e a qualidade de vida (QdV) em indivíduos com DP e analisar se há correlações entre o desempenho nos testes de equilíbrio com a QdV. **Método:** O projeto foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" Campus de Marília e foi aprovado sob o protocolo de número 1806/09. Participaram deste estudo indivíduos com diagnóstico médico de DP entre os níveis um e quatro da escala de Hoen e Yahr. Os indivíduos foram avaliados segundo o equilíbrio funcional e QV, respectivamente pelos instrumentos: Escala de Equilíbrio Funcional de Berg (EEFB), teste Time Up and Go (TUG), e Parkinson Disease Questionary-39 (PDQ-39). Para realizar a análise estatística foi utilizado o programa GraphPad Prism 5. Para efetuar as correlações as variáveis passaram por análise de normalidade através do teste de Shapiro-Wilk. Como as variáveis mostraram-se não-paramétricas foi utilizado o teste de Spearman. Durante a análise estatística o valor de significância foi considerado como $p \leq 0,05$. **Resultados:** Foram avaliados 25 indivíduos com idade entre 54 e 85 anos ($71,20 \pm 8,50$), tempo de diagnóstico entre um e 39 anos ($6,54 \pm 7,71$) de doença. Foi constatada moderada correlação entre a EEFB com a QdV ($r = -0,6$), e o TUG com a QdV ($r = 0,6836$). Dentre os aspectos relativos a QdV o equilíbrio mostrou uma maior correlação com os domínios "Mobilidade" (TUG $r = 0,6768$; EEFB $r = -0,6155$) e "Atividade de vida diária" (TUG $r = 0,7357$; e EEFB $r = -0,6521$). **Conclusão:** Os indivíduos com doença de Parkinson apresentam déficits de equilíbrio e QdV. Os déficits de equilíbrio apresentam alta correlação entre si e se mostram como aspectos relevantes a QdV.

Palavras-chaves: Doença de parkinson; equilíbrio; qualidade de vida.

Abstract

Introduction: Parkinson's Disease (PD) is characterized by a set of four motor symptoms: tremor, rigidity, bradykinesia and postural instability. These deficits may predispose individuals to limitations resulting from falls and their secondary consequences. **Objective:** To evaluate the functional balance and quality of life (QoL) in individuals with PD and determine whether there is correlation between performance on tests of balance with the QoL. **Method:** The project was referred to the Ethics Committee in Research of Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquita Filho" Campus de Marília and was approved under protocol number 1806/09. Participated in this study with individuals diagnosed with PD between levels one and four in the Hoen and Yahr scale. The subjects were evaluated according to functional balance and QoL, respectively by the instruments: Functional Balance Scale Berg (EEFB), Time Up and Go test (TUG), and Parkinson's Disease Questionnaire-39 (PDQ-39). To perform the statistical analysis used the GraphPad Prism 5. To perform the correlation analysis for the variables passed normality by the Shapiro-Wilk. Since the variables were non-parametric test was used Spearman. During the analysis the statistical significance level was considered $p \leq 0,05$. **Results:** We studied 25 individuals aged between 54 and 85 years (71.20 ± 8.50), time of diagnosis between one and 39 years (6.54 ± 7.71) disease. Moderate correlation was found between the EEFB with QoL ($r = -0.6$), and TUG with QoL ($r = 0.6836$). Among the aspects of QoL balance showed a higher correlation with the domains "mobility" (TUG $r = 0,6768$; EEFB $r = -0.6155$) and "Activities of daily living" (TUG $r = 0,7357$, and EEFB $r = -0.6521$). **Conclusion:** Patients with Parkinson's disease show deficits in balance and QoL. The balance disorders have a high correlation among themselves and show how aspects of QoL.

Keywords: Parkinson disease; balance; quality of life.

Artigo recebido em 25 de outubro de 2010 e aceito em 3 março de 2011.

1 Mestrando do Curso de Desenvolvimento Humano e Tecnologias, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Rio Claro, São Paulo, Brasil.

2 Fisioterapeuta graduado na Universidade Estadual Paulista – UNESP, Marília, São Paulo, Brasil.

3 Docente do Curso de Fisioterapia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Marília, São Paulo, Brasil.

Endereço para correspondência:

Av. Hygino Muzzi Filho, n. 737 – Campus Universitário. CEP: 17525-900 - Marília/SP. Fone: (14) 3402-1331 Fax: (14) 3402-1302. Departamento de Educação Especial. E-mail: josemegasi2@hotmail.com; frfaganello@marilia.unesp.br

INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença de progressão lenta que afeta principalmente pessoas acima de 50 anos. É caracterizada por uma degeneração progressiva de neurônios localizados na *pars compacta* da Substância Negra⁽¹⁾, e representa a segunda desordem neurodegenerativa mais comum na população mundial com prevalência estimada de 150 casos por 100.000 habitantes⁽²⁾.

A DP é caracterizada classicamente por um conjunto de quatro sintomas motores: Tremor, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural⁽³⁾. A instabilidade postural, ou perda de "reflexos posturais" é definida como uma deficiência do equilíbrio devido à redução dos ajustes posturais, tanto os compensatórios como em especial os que antecipam os movimentos voluntários^(3,4). Diversos pesquisadores^(5,6) relatam que os distúrbios posturais manifestam-se devido à perda de reflexos posturais, à alteração da propriocepção muscular e articular o que leva à incapacidade de manutenção das respostas musculares corretas. Dessa forma o parkinsoniano fica suscetível a desequilíbrios e consequentes quedas, tornando-o dependente de auxílio⁽⁷⁾.

Os sujeitos com DP apresentam um risco de quedas nove vezes maior do que os idosos saudáveis pareados pelo sexo e idade. O medo de outras quedas é ainda mais incapacitante para estes indivíduos, pois gera restrição das atividades físicas e até mesmo promove o isolamento social^(8,10). Tal fato pode desestimular o paciente a realizar as atividades de vida diária independentemente, reforçando a imobilidade.

Outro fator importante são as lesões secundárias às quedas. Segundo Wielinski et al.⁽¹¹⁾, 65% das quedas acarretarão lesão secundária, dentre estas 33% serão fraturas, e ainda 75% dos indivíduos necessitarão da utilização de serviços de cuidado à saúde. Outros fatores resultantes das quedas serão dor, redução da mobilidade o que predispõe redução secundária na força muscular e condicionamento cardiovascular, comprometendo a qualidade de vida (QdV)^(9,12).

Baseado no fato de que indivíduos com DP apresentam déficits posturais que aumentam os riscos de quedas, este estudo teve como objetivo avaliar o equilíbrio e a QdV em indivíduos com DP e verificar se existe correlação entre estes fatores.

MÉTODO

Participantes

Participaram deste estudo 25 indivíduos com Doença de Parkinson, de ambos os gêneros. Para participar da pesquisa os sujeitos deveriam possuir o diagnóstico de DP realizado por um médico neurologista, não possuir doenças crônicas descompensadas e sem tratamento, não possuir queixas de labirintopatias, ser capaz de seguir instruções verbais, ter ingerido a dosagem habitual da medicação para o controle dos sintomas da DP a pelo menos uma hora; não encontrar-se no período que antecede a ingestão de uma nova dose ou primeira dose

do remédio, para controle da sintomatologia da DP, em uma hora, não encontrar-se acamado, estar entre os estágios I e IV da escala de estadiamento da DP de Hoehn e Yahr e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (protocolo número 1806/09).

Procedimentos

Escala de Hoehn e Yahr

A Escala de Hoehn e Yahr avalia o estadiamento da DP, é rápida e prática ao indicar o estado geral do paciente. Em sua forma original, compreende cinco estágios de classificação para avaliar a severidade da Doença de Parkinson e abrange, essencialmente, medidas globais de sinais e sintomas que permitem classificar o indivíduo quanto ao nível de incapacidade. Os sinais e sintomas incluem instabilidade postural, rigidez, tremor e bradicinesia. Os pacientes classificados nos estágios I, II e III apresentam incapacidade leve a moderada, enquanto os que estão nos estágios IV e V apresentam incapacidade mais grave⁽⁸⁾.

Os resultados referentes à classificação dos sujeitos quanto ao estadiamento da doença realizado pela escala de Hoehn e Yahr foram utilizadas apenas para classificar os sujeitos e atender os critérios de inclusão.

Avaliação do equilíbrio funcional

Para a avaliação do equilíbrio funcional, foram utilizados a Escala de Equilíbrio Funcional de Berg (EEFB)^(13,14) e o teste Time Up and Go (TUG)⁽¹⁵⁾. A EEFB é uma escala que consiste de 14 tarefas baseadas na qualidade do desempenho, necessidade de assistência e tempo para completar as tarefas que representam as atividades de vida diária como sentar, levantar, inclinar se para frente, virar se entre outras. A pontuação de cada uma das 14 tarefas é graduada de 0 (incapaz de realizar a tarefa) a 4 (capaz de realizar a tarefa independente) em 5 itens cada tarefa. Ao final são somados os pontos sendo que a pontuação geral pode variar de 0, equilíbrio severamente prejudicado, a 56, equilíbrio excelente⁽¹⁶⁾.

O TUG avalia mobilidade funcional básica. Nele é analisado o tempo gasto pelo indivíduo para se levantar de uma cadeira com braços, andar por uma distância de três metros e retornar à cadeira. Maiores valores de tempo representam maior risco de quedas⁽¹⁷⁾. O TUG deve ser realizado com o uso de seus calçados habituais e se necessário de bengala. Os indivíduos partem da posição inicial com as costas apoiadas na cadeira, e são instruídos a se levantar, andar um percurso linear de três metros até um ponto pré-determinado marcado no chão, regressar e tornar a sentar-se apoiando as costas na mesma cadeira. O paciente é instruído a não conversar durante a execução do teste e realizá-lo numa velocidade habitual auto-selecionada, de forma segura. É considerado pelos autores como desempenho normal

para adultos saudáveis um tempo até 10 segundos; entre 10,01 e 20 segundos considera-se normal para idosos frágeis ou com deficiência, os quais tendem a ser independentes na maioria das atividades de vida diária; no entanto, acima de 20 segundos gastos para a realização da tarefa, é necessária avaliação mais detalhada do indivíduo para verificar o grau de comprometimento funcional⁽¹⁷⁾.

Avaliação da qualidade de vida (QdV)

A QV dos sujeitos foi avaliada pelo Parkinson Disease Questionary-39 (PDQ-39) é composto por 39 questões distribuídas em oito dimensões: mobilidade (dez itens), atividades de vida diária (seis itens), bem-estar emocional (seis itens), suporte social (três itens), desconforto corporal (três itens), estigma (quatro itens), cognição (quatro itens) e comunicação (três itens). Cada item pode ser respondido segundo cinco respostas pré-determinadas sendo estas: nunca, raramente, algumas vezes, freqüentemente e sempre. A pontuação de cada item varia de zero a quatro pontos, e sua pontuação total de zero a 100, onde o menor escore reflete maior QdV.

É uma escala cuja tradução para o português do Brasil, foi realizada na Health Services Research Unit (Department of Public Health and Primary Care - University of Oxford), em 2005, é uma escala de fácil aplicação e vem sendo largamente usada em pesquisas sobre a qualidade de vida dos indivíduos com a doença de Parkinson⁽¹³⁾.

Análise estatística

O estudo caracteriza-se como um estudo transversal, simples cego e quase randomizado. Para a realização da análise estatística foi utilizado o programa GraphPad Prism 5. Para efetuar as correlações todas as variáveis passaram por uma análise de normalidade através do teste de Shapiro-Wilk. Como as variáveis mostraram-se não normais foi utilizado teste não paramétrico de Spearman para realizar as análises de correlações entre as variáveis. A magnitude das correlações foi baseada na classificação de Munro⁽¹⁸⁾ (baixa = 0,26-0,49; moderada = 0,50-0,69; alta = 0,70-0,89; muito alta = 0,90-1,00) para interpretação dos coeficientes de correlação. O nível de significância foi estabelecido em $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Participaram deste estudo 25 indivíduos (12 homens e 13 mulheres) com idade média de $71,2 \pm 8,5$ anos, e tempo médio de evolução da doença de $6,54 \pm 7,71$ anos. Dentre os indivíduos analisados, 6 (24%) encontravam-se no estágio I da escala de Hoehn e Yahr, 9 (36%) no estágio II, 4 (16%) no estágio III e 6 (24%) no estágio IV.

A tabela 1 mostra a pontuação mínima, máxima, média e desvio padrão do resultado encontrado na aplicação das avaliações do equilíbrio (EEFB e TUG) e da QdV (PDQ-39).

Tabela 1. Pontuação mínima, máxima, média e desvio padrão das escalas: EEFB, TUG e PDQ-39.

Escalas	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão
EEFB	5	55	36,56	$\pm 14,77$
TUG	11	70	29,32	$\pm 15,83$
PDQ-39	1,55	84,36	39,14	$\pm 19,96$

TUG = Time Up and Go; PDQ-39 = Parkinson Disease Questionnaire-39.

Na tabela 2 pode-se observar o resultado do teste de correlação (correlação de Spearman) e classificação segundo Munro das escalas: EEFB, TUG e PDQ-39.

Tabela 2. Correlação e classificação segundo Munro das escalas: Berg, TUG, PDQ-39 e Hoehn e Yahr.

Correlação	r	Classificação	P
EEFB - TUG	-0,71	Alta	$P < 0,0001$
EEFB - PDQ-39	-0,60	Moderada	0,0015
TUG - PDQ-39	0,68	Moderada	0,0002

TUG = Time Up and Go; PDQ-39 = Parkinson Disease Questionnaire-39.

A seguir as tabelas 3 e 4 demonstram a correlação entre o escore obtido nos testes TUG e EEFB com a pontuação dada em cada domínio do PDQ-39.

Tabela 3. Correlação entre TUG e os domínios do PDQ-39.

Correlações	r	P
TUG x "Mobilidade"	0,6768	0,0002
TUG x "AVD"	0,7357	$< 0,0001$
TUG x "BEE"	0,6007	0,0015
TUG x "Estigma"	0,2468	0,2343
TUG x "Suporte social"	0,5827	0,0022
TUG x "Cognição"	0,3864	0,0564
TUG x "Comunicação"	0,5437	0,0050
TUG x "Desconforto corporal"	0,2101	0,3134

TUG = Time Up and Go.

Tabela 4. Correlação entre a escala de EEFB com os domínios do PDQ-39.

Correlações	r	P
EEFBx "Mobilidade"	-0,6155	0,0011
EEFBx "AVD"	-0,6521	0,0004
EEFBx "BEE"	-0,5874	0,0020
EEFBx "Estigma"	-0,1638	0,4339
EEFBx "Suporte social"	-0,3261	0,1116
EEFBx "Cognição"	-0,2609	0,2077
EEFBx "Comunicação"	-0,3852	0,0572
EEFBx "Desconforto corporal"	-0,3924	0,0524

EEFB = Escala de Equilíbrio funcional de Berg.

DISCUSSÃO

Neste estudo foram avaliados 25 sujeitos com diagnóstico médico de DP, com idade média de $71,2$

± 8,5 anos, entre os estágios I e IV da escala de estadiamento de Hoen e Yahr. Os sujeitos apresentaram déficit de equilíbrio, verificado tanto pela EEFB (36,56 ± 14,77) como pelo TUG (29,32 ± 15,83), e prejuízo na QV (PDQ-39: 39,17 ± 19,96).

A deficiência do equilíbrio em indivíduos com DP pode ser ocasionada pela redução dos ajustes posturais, tanto os compensatórios como em especial os que antecipam os movimentos voluntários^(22,26). Em consequência destas alterações, estes indivíduos tendem a deslocar seu centro de gravidade para fora da base de suporte, e por serem incapazes de realizar movimentos compensatórios para readquirir equilíbrio, estão predispostos a sofrer quedas⁽²⁷⁾. Balash *et al.*⁽¹⁹⁾ mostram que, junto à outros sintomas cardinais da DP, as quedas podem ser vistas como característica da progressão da DP e como resultado da instabilidade postural, déficit de equilíbrio e marcha desrítmica. De acordo com Scorza, Henriques e Albuquerque⁽²⁰⁾ as alterações posturais e de marcha costumam aparecer em fases tardias e constitui a maior causa de limitação, perda de equilíbrio e quedas em indivíduos com DP.

Foi analisada neste estudo a correlação entre os dois testes de equilíbrio realizados (EEFB X TUG), e o resultado apontou alta correlação negativa entre os testes ($r = -0,71$; $p < 0,0001$), o que sugere que quanto pior o desempenho no teste TUG, maior tempo para executar a tarefa, mais baixa e a pontuação na EEFB, que indica pior equilíbrio. Dessa maneira podemos sugerir que os dois testes aplicados avaliam de maneira satisfatória o equilíbrio de pessoas com DP.

Em relação a QdV, verificamos nos sujeitos avaliados baixa percepção da QdV, o que pode ser consequência dos comprometimentos motores acarretados pela doença. Esse fato pode ser confirmado pela correlação significativa entre o equilíbrio e a percepção da QdV, que aponta que quanto pior o equilíbrio, pior também é a percepção de QdV. Ao correlacionar o TUG e a EEFB com a QdV foi constatado um nível de correlação moderado entre as escalas (respectivamente $r = 0,68$ e $r = -0,60$). Estes resultados reforçam a idéia de que comprometimentos no equilíbrio influenciam negativamente o nível de funcionalidade do indivíduo e contribuem para piorar a QdV.

A correlação entre equilíbrio e QdV já foi sugerida por outros autores. O estudo realizado por Schrag *et al.*⁽²¹⁾, que também utilizou o PDQ-39 para a avaliação da qualidade de vida, mostrou que indivíduos com instabilidade postural, história de quedas e dificuldade de marcha apresentaram escores significativamente piores quando comparados a indivíduos sem essas características. Segundo Perracini⁽¹⁷⁾, a associação entre o risco de queda e a instabilidade postural tem grande impacto no prognóstico e qualidade de vida do paciente.

A análise da correlação dos domínios do PDQ-39 e os testes de equilíbrio mostrou correlação dos dois tes-

tes de equilíbrio com os domínios Mobilidade, Atividades de Vida Diária (AVD) e Bem Estar Emocional (BEE).

O domínio mobilidade mostrou moderada correlação com o EEFB ($r = -0,61$, $p = 0,0001$) e TUG ($r = 0,67$, $p = 0,0002$), o que indica que quanto pior for o equilíbrio do indivíduo, pior será sua percepção à qualidade de vida em relação à mobilidade.

Camargos *et al.*⁽²³⁾ afirmaram que a redução da QdV relacionada ao comprometimento da função física é comum tanto em idosos hígidos como em idosos que apresentam DP. Entretanto, o estudo de Gage *et al.*⁽²⁴⁾ indicou que a dimensão física apresenta maior impacto na QdV de portadores da DP quando comparados a idosos sem a doença. De acordo com Schenkman *et al.*⁽²⁵⁾, os marcantes comprometimentos motores relacionados à mobilidade, a limitação física progressiva e a deficiência no desempenho funcional fazem dos aspectos físicos um dos grandes responsáveis pela piora da QdV dos indivíduos portadores da DP.

O domínio AVD apresentou alta correlação com o TUG ($r = 0,73$; $p < 0,0001$) e moderada correlação com o EEFB ($r = -0,65$; $p = 0,0004$), ou seja, quanto pior for o equilíbrio do indivíduo, pior será sua qualidade de vida relacionada à AVD.

De acordo com Scorza *et al.*, Henriques e Albuquerque⁽²⁰⁾, os pacientes parkinsonianos, em uma fase mais avançada, evoluem com dificuldade progressiva para realizar funções simples relacionadas às AVDs, tornando-se cada vez mais dependentes. Gaudet⁽²⁸⁾ afirma em seu estudo que os sintomas principais da DP, como rigidez, bradicinesia e tremor, podem acarretar limitação das AVDs já na fase inicial da doença.

Outro domínio do PDQ-39 que apresentou correlação com os testes de equilíbrio foi domínio bem estar emocional (BEE) (TUG: $r = 0,60$; $p = 0,0015$; EEFB: $r = -0,58$; $p = 0,0020$), o que indica que, quanto pior for o equilíbrio do indivíduo, pior será também sua percepção à qualidade de vida relacionada ao BEE. Segundo Camargos *et al.*⁽²³⁾ o comprometimento mental, emocional, social e econômico relacionado aos sinais e sintomas físicos e às complicações secundárias da doença determinam o nível de incapacidade do indivíduo e contribuem para uma piora na qualidade de vida do mesmo⁽²³⁾. A relação entre depressão e atividade cognitiva é ainda relatada no estudo de Schrag *et al.*⁽²¹⁾, no qual indivíduos com altos níveis de depressão e comprometimento cognitivo apresentavam escores significativamente piores no PDQ-39 quando comparados a indivíduos sem essas características. Os aspectos emocionais/mentais foram, então, considerados o principal fator relacionado à pobre percepção de QdV⁽²³⁾. Estudos apontam que as doenças crônicas podem interferir na auto-estima de pessoas idosas em razão das alterações do estado emocional, como tristeza, desânimo, desmotivação, nervosismo, aborrecimento, perda de prazer, insegurança, sensação de

inutilidade e insatisfação com a autoimagem⁽⁸⁾.

Embora as dimensões que afetam a QV na DP tenham sido descritas separadamente, há uma estreita associação entre elas, como destacado em alguns estudos. No estudo de Chrischilles et al.⁽²⁹⁾, sintomas físicos como tremor e rigidez apresentaram maior associação com a dimensão mental e social, respectivamente. Em outro estudo, sintomas como dor e fadiga influenciaram tanto a mobilidade e a vitalidade quanto o bem-estar emocional e social do indivíduo com DP⁽²³⁾.

CONCLUSÕES

Os participantes apresentam déficits de equilíbrio

funcional, tanto em nível estático representado pela EEFB quanto em nível dinâmico representado pelo TUG. Diversos aspectos relevantes a QdV, entre eles a mobilidade, a capacidade de executar as atividades de vida diária e o bem estar emocional, mostraram ser influenciadas pelo nível de equilíbrio funcional.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer ao Dr. Valdeci de Oliveira S. Rigolin coordenador das atividades da Liga de Geriatria e Gerontologia da cidade de Marília pelo seu auxílio durante o recrutamento dos indivíduos que compõem o estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lana, R.C.; Álvares, L.M.R.S.; Prudente, N.C.; Goulart, F.R.P.; Salmela, T.L.F.; Cardoso, F.E. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de parkinson através do PDQ-39. *Rev. Bras. Fisioter.*, 2007, 11(5):397-402.
2. Schapira, A.H.V. Science, medicine and the future: Parkinson's disease. *BMJ*, 1999, 318(7179):311-314.
3. Jankovic, J. Parkinson's Disease: Clinical Features and Diagnosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2008, 79(4):368-376.
4. Klockgether, T. Parkinson's disease: clinical aspects. *Cell and Tissue Research*. 2004, 318(1):115-120.
5. Dimitrova D, Nutt J, Horak FB. Abnormal force patterns for multidirectional postural responses in patients with Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, 2004, 156(2):183-95.
6. Dimitrova, D.; Horak, F.B.; Nutt, J.G. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. *J Neurophysiol*, 2004, 91(1):489-501.
7. Twelves, D.; Perkins, K.S.; Counsell, C. Systematic review of incidence studies of Parkinson's disease. *Mov Disord*, 2003, 18(1):19-31.
8. Goulart, F.; Pereira, L.X. Main scales for Parkinson's disease assessment: use in physical therapy. *Fisioterapia e Pesquisa*, 2004, 11(1):49-56.
9. Perracini, M.R. Equilíbrio e controle postural em idosos. *Rev Brás Post Mov*, 1998, 2(4):130-42.
10. Scalzo, P.L.; Nova, I.C.; Perracini, R.M.; Sacramento, D.R.C.; Cardoso, F.; Ferraz, H.B.; Teixeira, A.L. Validation of the Brazilian version of the Berg Balance Scale for patients with Parkinson's disease. *Arq Neuropsiquiatr*, 2009; 67(3-B):831-835.
11. Wielinski, C.L.; Erickson-Davis, C.; Wichmann, R.; Walde-Douglas, M.; Parashos, S.A. Falls and injuries resulting from falls among patients with Parkinson's disease and other parkinsonian syndromes. *Mov Disord*, 2005, 20(4):410-415.
12. Adkin, A.L.; Frank, J.S.; Jog, M.S. Fear of falling and postural control in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 2003, 18(5):496-502.
13. Myamoto, S.T, Lombardi, J.I.; Berg, K.O.; Ramos, L.R.; Natour, J. Brazilian version of the Berg Balance Scale. *Braz J Med Biol Res*, 2004, 37(8):1411-1421.
14. Soares, M.A.; Sacchelli, T. Efeitos da cinesioterapia no equilíbrio de idosos. *Rev. Neurociencia*, 2008, 16(2):97-100.
15. Christofolletti, G.; Oliani, M. M.; Gobbi, L.T.B.; Gobbi, S.; Stella, F. Risk of falls among elderly people with Parkinson's disease and Alzheimer's dementia: a cross-sectional study. *Rev. Bras. Fisioter*, 2006, 10(4):429-433.
16. Podsiadlo, D.; Richardson, S. The timed Up & Go: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 1991, 39(2):142-148.
17. Perracini, M.R.; Gazzola, J.; Okuma, L.; Medeiros, P.R.S. Levantar e Caminhar Cronometrado (Timed Up and Go). Disponível em: <<http://pequi.incubadora.fapesp.br/portal/testes/TimedUpAndGo>>. Acesso em 04 de setembro de 2009.
18. Munro, B.H. Correlation. IN: MUNRO BH. *Statistical methods for health care research*. 4ª ed. Philadelphia: Lippincott; 2001, 223-243.
19. Balash, Y.; Peretz, C.; Leibovich, G.; Herman, T.; Hausdorff, J.M.; Giladi, N. Falls in outpatients with Parkinson's disease: frequency, impact and identifying factors. *J Neurol*, 2005, 252(11):1310-1315.

20. Scorza, F.A.; Henriques, L.D.; Albuquerque, M. Doença de Parkinson: tratamento medicamentoso e seu impacto na reabilitação de seus portadores. *Mundo Saúde*, 2001, 25(4):365-370.
21. Schrag, A.; Jahanshahi, M.; Quinn, N. What contributes to quality of life in patients with Parkinson's disease? *Parkinsonism Relat Disord*, 2004;10(7): 399-405.
22. Samii, A.; Nutt, J.G.; Ransom, B.R. Parkinson's Disease. *The Lancet*, 2004, 363:1783-1793.
23. Camargos, A. C. R.; Copio, F. C. Q.; Sousa, T. R. R.; Goulart, F. The impact of Parkinson's disease in quality of life: a review of literature. *Rev. Bras. de Fisioter.*, 2004, 8(3):267-272.
24. Gage, H.; Kaye, J.; Owen, C.; Trend, P.; Wade, D. Evaluating rehabilitation using cost-consequences analysis: an example in Parkinson's disease. *Clin Rehabil*, 2006, 20(3):232-238.
25. Schenkman, ML.; Clark, K.; Xie, T.; Kuchibhatla, M.; Shinberg, M.; Ray, L. Spinal movement and performance of a standing reach task in participants with and without Parkinson disease. *Phys Ther*, 2001, 81(8):1400-11.
26. Carpenter, M.G.; Allum, J. H. J.; Honegger, F.; Adkin, A. L.; Bloem, B.R. Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2004, 75(9):1245-1254.
27. Nichols, D.; Miller, L.; Colby, L.; Pease, W. Sitting balance: its relation to function in individuals with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1996, 77(9):865-869.
28. Gaudet, P. Measuring the impact of Parkinson's disease: an occupational therapy perspective. *Can J Occup Ther*, 2002, 69(2):104-113.
29. Chrischilles, E.A.; Lemke, J.H.; Wallace, R.B.; Drube, G.A. Prevalence and characteristics of multiple analgesic drug use in an elderly study group. *J Am Geriatr Soc*, 1990, 38(9):979-984.

Estresse ocupacional e fadiga em fisioterapeutas que exerciam função de docência em universidades da cidade de Recife-PE.

Occupational stress and fatigue in teachers graduated in physical therapy from the universities of Recife-PE.

Danielle Santana da Silva Figliuolo⁽¹⁾, Pedro Olavo de Paula Lima⁽²⁾, Glória Elizabeth Carneiro Laurentino⁽³⁾.

Resumo

Introdução: A categoria docente é referida como uma das mais expostas a ambientes conflituosos de alta exigência de trabalho, como longas jornadas, tarefas extra-classe, reuniões e atividades adicionais. Essas situações estressantes levam a repercussões na saúde física e mental e no desempenho profissional dos professores. **Objetivo:** Avaliar a associação entre conteúdo do trabalho e ocorrência de distúrbios psíquicos menores (DPM) entre professores fisioterapeutas. **Método:** Foram avaliados 69 professores de cursos de graduação em fisioterapia de instituições públicas e privadas da cidade de Recife - PE. O Modelo Demanda-Controlle foi utilizado para avaliar o conteúdo do trabalho e para mensuração dos distúrbios psíquicos menores, foi utilizado o *Self Reporting Questionnaire* (SRQ-20). Utilizou-se o teste Qui-quadrado de Associação de Pearson, com correção de continuidade, o teste exato de Fisher e o teste Qui-quadrado "for trend". Foram também calculados os valores das *odds ratio* e seus respectivos intervalos de confiança, considerando como nível de significância o valor de 5%. **Resultados:** A prevalência de DPM global foi de 23,2%. Segundo o modelo demanda-controlle todas as variáveis que compõem o conteúdo do trabalho estiveram estatisticamente associadas à prevalência de DPM ($p=0,044$). A prevalência de DPM foi maior no grupo de professores com trabalho de alta exigência (40,0%), seguido de trabalho ativo (21,1%), trabalho passivo (14,3%) e com baixa exigência (12,5%). A demanda física foi um fator estatisticamente determinante de DPM com um risco 4 vezes maior para aqueles que apresentaram uma demanda física alta (OR=4,138; IC95%:1,484-11,540; $p=0,006$). **Conclusão:** O Modelo Demanda-Controlle mostrou riscos significativos para a prevalência de distúrbios psíquicos menores, especialmente para os docentes com "alta exigência" e com "trabalho ativo". A "demanda física" mostrou ser um fator de risco estatisticamente significante para a ocorrência de DPM. Houve associação entre distúrbios psíquicos menores e situações menos favoráveis do trabalho.

Palavras-chave: saúde do trabalhador, docentes, fadiga, modelo demanda-controlle.

Abstract

Introduction: The class of teachers is known as one of the most exposed category to conflict environments with high demands of work, such as long working hours, extra-class tasks, meetings and additional activities. These stressful situations cause effects on the physical and mental health and professional performance of teachers. **Objective:** to evaluate the association between job content (job control and psychological demands) and the occurrence of minor mental disorders (MMD) in teachers graduated in physical therapy from the universities of Recife-PE. **Method:** We evaluated 69 teachers from public and private institutions of the city of Recife. The Job Strain Model was used to evaluate the job content. We used the SRQ-20 (Self Reporting Questionnaire) to measure MMD. For It was used the chi-square Pearson's Association test, with continuity correction, Fisher exact test and chi-square test for trend. We also calculated the values of odds ratio with their confidence intervals, considering the significance level of 5%. **Results:** The prevalence of overall MMD was 23.2%. According to the demand-control model all variables that make up the contents of the article were statistically associated with the prevalence of MMD ($p = 0.044$). The prevalence of MMD was higher in the group of teachers with high labor requirement (40.0%), followed by active work (21.1%), passive work (14.3%) and low demand (12.5%). Physical demand was a factor statistically determinant of MMD with a risk four times greater for those with a high physical demands (OR = 4.13, 95% CI 1.48 to 11.54, $p=0.006$). **Conclusion:** In the study sample the demand-control model showed significant risks for the prevalence of MMD, especially for teachers with "high demand" and "active work". The "physical demand" showed to be a statistically significant risk factor for occurrence of MMD. There was an association between MMD and less favorable situations for the job.

Keywords: occupational health; teachers; fatigue; job strain model.

Artigo recebido em 21 de novembro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Discente do curso de Fisioterapia - Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, Recife, Pernambuco, Brasil.
2. Docente Auxiliar - Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal do Ceará - UFC, Fortaleza, Ceará, Brasil
3. Docente Adjunto - Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, Recife, Pernambuco, Brasil.

Endereço para correspondência:

Glória Elizabeth Carneiro Laurentino, Rua de Apipucos, 235, Aptº. 1302, Apipucos, Recife, Pernambuco, CEP: 52071-000, Telefone: (081) 30711540, Fax: (081) 21268491, e-mail: gloria_laurentino@yahoo.com.br

INTRODUÇÃO

O trabalho humano possui uma duplicidade de caráter, de um lado, encontra-se como fonte de realização, satisfação, prazer, estruturando e formando o processo de identidade dos indivíduos; de outro lado, pode transformar-se em elemento patogênico, nocivo à saúde. Em seu ambiente, os processos de desgaste corporal são determinados, em boa parte, pela organização e pelo tipo de trabalho executado^(1,2).

A categoria docente é referida como uma das mais expostas a ambientes conflituosos de alta exigência de trabalho, como longas jornadas, tarefas extra-classe, reuniões e atividades adicionais. Essas situações estressantes levam a repercussões na saúde física e mental e no desempenho profissional dos professores⁽³⁾.

A literatura contemporânea tem focado vários aspectos da vida do professor e do estresse produzido pela atividade docente⁽⁴⁾. No Brasil, a literatura científica sobre as condições de trabalho e saúde dos professores ainda é restrita. Entretanto, a partir dos anos 90 foi observado aumento nos estudos envolvendo essa categoria ocupacional, explorando especialmente os efeitos do trabalho sobre a saúde mental, como o estresse e a síndrome de esgotamento profissional (estafa ou *burn-out*), esta, sendo uma resposta prolongada a estressores interpessoais crônicos no trabalho⁽²⁾.

A avaliação dos aspectos relacionados à dimensão psicossocial do trabalho, embora não seja um tema novo, tem sido objeto de estudos recentes em saúde e trabalho, observando-se, paulatinamente, que a saúde mental é crucial para o bem estar do indivíduo e da sociedade. Fatores que influenciam a saúde física e mental como o estresse, a fadiga geral e a carga de trabalho (seja ela física ou mental) têm sido colocados em evidência e, mais recentemente, através de estudos empíricos, é consenso que esses fatores influenciam na saúde do trabalhador, na qualidade de vida do mesmo, na produção desse indivíduo e até no contexto geral da profissão⁽⁵⁾.

O estudo da situação de trabalho oferece importantes elementos ao entendimento da constituição dos agravos psíquicos relacionados ao trabalho, que podem ser produzidos ou intensificados pelas interações dos fatores ambientais do mesmo modo que interações, dos mesmos, com os aspectos da organização do trabalho podem vir a aumentar tais riscos⁽⁶⁾.

Os distúrbios psíquicos relacionados ao trabalho apresentam alta prevalência entre a população trabalhadora, entretanto, devido às suas próprias características e dificuldades no estabelecimento de uma relação entre tais distúrbios e o trabalho desenvolvido pelo indivíduo, faz com que, raramente, sejam reconhecidos como tais⁽⁷⁾.

Para Kroemer e Grandjean⁽⁸⁾ a fadiga geral é uma sensação difusa acompanhada por sentimentos de indolência e desinteresse por qualquer tipo de atividade:

uma sensação generalizada de cansaço, com falta de motivação para o trabalho físico ou mental. De acordo com os mesmos autores, Selye em 1930 definiu o estresse como a reação do organismo a uma situação ameaçadora ou opressiva, sendo o resultado da discrepância entre o nível da demanda e a habilidade da pessoa em lidar com essa demanda do trabalho, sendo, portanto, o estresse ocupacional um fenômeno subjetivo que existe no reconhecimento pelo indivíduo da sua própria inabilidade em lidar com as demandas do seu trabalho, gerando sensações não prazerosas de ansiedade, cansaço, fadiga, tensão, depressão, raiva, falta de iniciativa e confusão.

Estudo realizado com 185 professores de diversos centros da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul mostrou que entre as queixas relacionadas a sintomas psicossomáticos, o estresse foi um dos mais prevalentes sendo apontado por 52,4% dos docentes avaliados⁽⁹⁾.

Nos anos 70, a literatura sobre estresse foi marcada pela abordagem de estresse no trabalho e repercussões sobre a saúde mental dos indivíduos, baseada somente nas demandas das tarefas. Karasek⁽¹⁰⁾, reconhecendo a limitação dos modelos que só levavam em consideração um fator no processo do trabalho – como as horas trabalhadas ou demandas do trabalho – enfatizou a necessidade da abordagem concomitante da demanda e do controle decorrentes do trabalho, além das repercussões sobre a saúde dos trabalhadores. Sob essa perspectiva, surgiu o modelo demanda-controle, ou *Job Strain Model*. Duas dimensões, como concebidas no modelo, envolvem aspectos específicos do processo de trabalho⁽¹¹⁾. O modelo prevê a avaliação simultânea de níveis de controle e de demanda, conformando situações de trabalho específicas.

Graficamente, o Modelo Demanda-Controle é representado por quadrantes atravessados por dois eixos diagonais: 1) a diagonal A seria o risco de sofrimento físico e psíquico, ou seja, as reações adversas das exigências psicológicas, em sua maioria, tais como fadiga, ansiedade, depressão e doença física. Ocorrem quando a *demanda do trabalho é alta e o grau de controle do trabalhador sobre o trabalho é baixo* (quadrante 1)⁽¹²⁾ e; 2) a diagonal B seria o vetor mais saudável, psíquica e fisicamente. O Modelo Demanda-Controle tem sido amplamente utilizado na área da saúde para avaliar diferentes agravos: doenças cardiovasculares, aborto, doenças osteomusculares e depressão⁽¹³⁾.

Com base no exposto, o presente estudo objetivou avaliar a associação entre o controle sobre o trabalho e demandas psicológicas com a ocorrência de distúrbios psíquicos menores entre professores fisioterapeutas de Cursos de Graduação em Fisioterapia em Recife-PE.

MÉTODO

Este estudo do tipo corte transversal foi desen-

volvido com fisioterapeutas que exerciam atividade de docência, em cursos de graduação em Fisioterapia de instituições de ensino superior (públicas e privadas), na cidade de Recife-PE. De acordo com o Ministério da Educação⁽¹⁴⁾, existiam nove cursos de Graduação em Fisioterapia no Município de Recife-PE, oito funcionavam em instituições particulares e apenas um em instituição pública. Entretanto, como critério de seleção da instituição, optou-se em avaliar apenas aquelas Instituições cujos Cursos de Graduação em Fisioterapia possuíam mais de cinco anos de funcionamento, ou seja, iniciaram as suas atividades pelo menos desde 01/2004.

Desta forma, atenderam ao critério de seleção cinco instituições (quatro privadas e uma pública). Para serem incluídos no estudo os docentes tinham que fazer parte do quadro efetivo das instituições selecionadas.

Segundo listagem fornecida pelas instituições selecionadas foram identificados 98 docentes que faziam parte do quadro efetivo. Nos casos em que foi detectada a participação de um mesmo docente em mais de uma das instituições selecionadas, o mesmo foi automaticamente excluído de uma delas, evitando-se assim, duplicidade de informações. Assim, permaneceram elegíveis para participar do estudo 86 docentes. Destes, 01 se recusou a participar do estudo e 16 não foram localizados, ficando assim, a amostra real pesquisada constituída por 69 docentes.

Para evitar possíveis constrangimentos em responder as questões abordadas foi mantido o anonimato de cada voluntário não sendo solicitado ao docente sua identificação nos formulários utilizados. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco, com o protocolo nº 017/2009. Todos os participantes foram informados sobre os objetivos do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Para avaliar o papel dos aspectos psicossociais do trabalho no estresse ocupacional, foi utilizado o Modelo Demanda-Controlle (*Job Strain Model*), elaborado por Karasek^(11,12). Esse modelo vem se tornando referência e privilegia duas dimensões psicossociais no trabalho: o controle sobre o trabalho e a demanda psicológica advindo do mesmo. A partir da combinação dessas duas dimensões, o modelo distingue situações de trabalho específicas que, por sua vez, estruturam riscos diferenciados à saúde. Esse modelo demanda-controlle é operacionalizado através de um instrumento conhecido como *Job Content Questionnaire* (JCQ). No Brasil, estudos que avaliaram o desempenho do JCQ relataram bons indicadores de validade e confiabilidade^(15,16). A versão em português, traduzida e adaptada por Araújo, Graça e Araújo⁽¹⁷⁾, possui 49 questões: 17 sobre controle, 9 sobre demandas psicológicas, 5 sobre demandas físicas, 11 sobre suporte social, 6 sobre insegurança no trabalho e uma sobre nível de qualificação reque-

rido para a atividade de trabalho realizada. Neste estudo foram avaliadas as seguintes escalas do JCQ: o controle do docente sobre o seu trabalho, as demandas psicológicas, as demandas físicas e o suporte social. As quatro escalas utilizadas foram dicotomizadas em: baixo e alto controle, baixa e alta demanda mental, alta e baixa demanda física e alto e baixo suporte social.

Para avaliar a saúde mental dos docentes em relação aos distúrbios psíquicos menores, foi utilizada a versão de 20 questões do *Self Reporting Questionnaire* (SRQ-20). "O SRQ foi composto originalmente por 30 questões, sendo 20 sobre sintomas psicossomáticos para rastreamento de transtornos não-psicóticos, quatro para rastreamento de transtornos psicóticos, uma para rastreamento de convulsões do tipo tônico-clônica e cinco questões para rastreamento de transtorno por uso de álcool. As questões para rastrear psicose de certa forma ficaram em desuso, pois o rastreamento deste tipo de patologia por instrumentos auto-respondidos apresenta baixa sensibilidade, estando indicada a busca ativa de casos. O mesmo ocorre para a questão sobre convulsões"⁽¹⁸⁾. O SRQ é um questionário de identificação de distúrbios psiquiátricos em nível de atenção primária, foi desenvolvido por Harding et al.,⁽¹⁹⁾ e validado para a população brasileira por Mari e Willians⁽²⁰⁾. As respostas são do tipo sim/não e, cada resposta afirmativa pontua com o valor 1 para compor o escore final por meio de somatório de valores.

Para a coleta dos dados os instrumentos de avaliação anteriormente citados compuseram um formulário único com três blocos de questões: o primeiro bloco contendo informações sobre dados sócio-demográficos (nome, sexo, idade, naturalidade, estado civil, escolaridade, realização de atividades extra-docência); o segundo bloco avaliou a saúde mental (através do *Self Reporting Questionnaire* - SRQ-20) e; o terceiro bloco avaliou os aspectos psicossociais do trabalho (através do *Job Content Questionnaire* - JCQ); Este formulário é auto aplicável, buscando uma situação de privacidade - exceto pela presença do pesquisador, e o mesmo permaneceu imparcial às questões, salvo para orientação quanto ao preenchimento e entendimento das mesmas. Os dados foram coletados no período de fevereiro a maio de 2009.

Para o cálculo da presença de transtornos não psicóticos (Distúrbios Psíquicos Menores - DPM), foi usado o valor 1 para cada resposta afirmativa (sim), com o intuito de compor o escore do SRQ-20, sendo considerado positividade do teste quando havia 7 ou mais respostas positivas⁽¹⁹⁾, com posterior análise da frequência de DPM na amostra.

Posteriormente, foram construídos os indicadores do JCQ: controle de trabalho e demanda psicológica do trabalho. Para essa construção dos indicadores, procedeu-se o somatório das variáveis referentes a cada um

deles no JCQ, considerando-se as ponderações previstas no modelo na sua operacionalização. Para a dicotomização do controle (baixo/alto) e da demanda (baixa/alta) estabeleceu-se como ponto de corte a média aritmética, segundo orientação do *Job Content Questionnaire User's Guide*⁽²¹⁾. Os quadrantes previstos no modelo (baixa exigência, trabalho passivo, trabalho ativo e alta exigência) foram construídos a partir da combinação entre diferentes níveis de demanda psicológica e controle do trabalho.

Com base nos pressupostos assumidos no modelo de Karasek^(11,12), o trabalho realizado em condições de exposição a uma combinação de alta demanda e baixo controle (alta exigência) foi considerado como grupo de maior exposição (quadrante 1). Trabalho exposto à alta demanda, mas, tendo alto controle (trabalho ativo) foi considerado como grupo de exposição intermediária. Trabalho exposto a baixo controle, mas, não exposto a alta demanda (trabalho passivo), também foi considerado como grupo de exposição intermediária. Trabalho não exposto a nenhuma dessas condições, ou seja, com alto controle e baixa demanda (baixa exigência) foi classificado como não exposto (sendo tomado como grupo de referência).

Para avaliação das diferenças entre as prevalências de DPM segundo as variáveis de interesse, utilizou-se o teste Qui-quadrado de Associação de Pearson, com correção de continuidade e, caso necessário, o teste exato de Fisher. Para a avaliação entre as prevalências de DPM segundo os quadrantes do modelo demanda-controle foi utilizado o teste Qui-quadrado "for trend". Adotou-se como nível de significância o valor de 5%. Foram também calculados os valores das OR - *odds ratio* (razão de chances) e seus respectivos intervalos de confiança. Todos os dados foram digitados e analisados através do programa SPSS, versão 16.0.

RESULTADOS

Na amostra estudada, a maioria era do sexo feminino (47) 68,1%, tinham menos de 40 anos (50) 72,5%, eram casados (45) 65,2%, possuíam no mínimo mestrado (36) 52,2%, e realizavam atividades extra-docência (47) 68,1%.

Distúrbios Psíquicos Menores (7 ou mais respostas positivas dentre as 20 do SRQ) foram encontrados em 23,2% dos entrevistados (Tabela 1).

As questões do SRQ-20 com maior número de respostas afirmativas foram "se sentir nervoso, tenso ou preocupado" (72,5%), "ficar cansado com facilidade" (47,8%), "se sentir cansado todo o tempo" (40,6%), e "dorme mal" (34,8%) (Tabela 2).

Considerando-se as características psicossociais do trabalho avaliadas pelo JCQ, 50,7% possuíam alto controle sobre o trabalho, 56,5% apresentavam alta demanda psicológica, 63,8% baixo suporte social e 58,0%

baixa demanda física. De acordo com o Modelo Demanda-Controlle preconizado pelo JCQ, correspondeu a "baixa exigência" 23,2%, a "trabalho passivo" 20,3%, a "trabalho ativo" 27,5%, e a "alta exigência" 29,5% dos professores (Tabela 3).

Conforme mostra a tabela 4, as maiores prevalências de DPM foram encontradas nos casos onde a demanda psicológica (30,8%) e a demanda física (41,4%) foram consideradas altas e, o controle do trabalho (29,4%) e o suporte social (27,3%) foram considerados baixos. Entretanto, embora se observe riscos 2,3 vezes

Tabela 1. Prevalência de Distúrbios Psíquicos Menores na amostra estudada.

RESULTADOS SRQ-20	N	%
Suspeição de DPM	16	23,2
Não Suspeição de DPM	53	76,8
Total	69	100,0

*SRQ-20 - *Self Reporting Questionnaire*

Tabela 2. Frequência de respostas afirmativas para as perguntas do SRQ-20.

FATORES DO SRQ-20	N	%
Diminuição da Energia		
Ficar cansado com facilidade	33	47,8
Achar difícil tomar decisões	11	15,9
Se sentir cansado o tempo todo	28	40,6
Achar difícil apreciar as atividades diárias	8	11,6
Não conseguir pensar com clareza	12	17,4
Trabalho diário ser um tormento	0	0,0
Sintomas Somáticos		
Ter sensações desagradáveis no estômago	19	27,5
Dores de cabeça freqüentes	21	30,4
Dorme mal	24	34,8
Má digestão ou perturbação digestiva	21	30,4
Tremores nas mãos	7	10,1
Falta de apetite	6	8,7
Humor depressivo/ansioso		
Se sentir nervoso, tenso ou preocupado	50	72,5
Assusta-se com facilidade	17	24,6
Sentir-se triste ultimamente	16	23,2
Chorar mais do que o comum	6	8,7
Pensamentos depressivos		
Perder o interesse nas coisas	2	2,9
Não ser capaz de desempenhar um papel útil em sua vida	2	2,9
Se achar uma pessoa inútil	1	1,4
Ter tido idéia de acabar com a própria vida	0	0,0

maior de DPM para aqueles que tiveram alta demanda psicológica (OR=2,308; IC:0,827-6,442; $p=0,158$), 1,7 vezes maior para aqueles que apresentaram baixo controle do trabalho (OR=1,716; IC95%:0,701-4,200; $p=0,357$), e 1,7 vezes maior para os que tiveram baixo suporte social (OR=1,705; IC95%:0,615-4,275; $p=0,441$), não houve significância estatística. Já a demanda física foi um fator estatisticamente determinante de DPM com um risco 4 vezes maior para aqueles que apresentaram uma demanda física alta (OR=4,138; IC95%:1,484-11,540; $p=0,006$).

Segundo o modelo demanda-controle todas as variáveis que compõem o conteúdo do trabalho estiveram estatisticamente associadas à prevalência de DPM ($p=0,044$). As maiores prevalências de DPM foram encontradas para os docentes com trabalho de alta exigência (40,0%) e com trabalho ativo (21,1%), com um risco 4,66 e 1,86 vezes maior, respectivamente, quando comparados com aqueles cujo conteúdo do trabalho tinha baixa exigência. As respectivas OR e intervalos de confiança se mostraram crescentes à medida que ia aumentando o risco do aparecimento de fatores prejudiciais segundo o modelo Demanda-Controle (Tabela 5).

DISCUSSÃO

Os professores estudados representavam um grupo jovem, a maioria era do sexo feminino, casados e era formado predominantemente por mestres, similarmen- te ao grupo de docentes estudados por Delcor⁽³⁾. A prevalência de 23,2% de distúrbios psíquicos menores, encontrada na amostra estudada, foi mais elevada do que aquela encontrada para outros docentes como os da UFBA (18,7%) e da UEFS (17,9%)⁽²²⁾. Embora constitua um grupo jovem, esse dado pode ser preocupante na

Tabela 3. Características psicossociais do trabalho.

	N	%
Controle Sobre o Trabalho		
Baixo	34	49,3
Alto	35	50,7
Total	69	100,0
Demanda Psicológica		
Baixa	30	43,5
Alta	39	56,5
Total	69	100,0
Suporte Social		
Baixo	44	63,8
Alto	25	36,2
Total	69	100,0
Demanda Física		
Baixa	40	58,0
Alta	29	42,0
Total	69	100,0
Modelo Demanda-Controle		
Baixa Exigência	16	23,2
Trabalho Passivo	14	20,3
Trabalho Ativo	19	27,5
Alta Exigência	20	29,0
Total	69	100,0

medida em que pode sinalizar um processo de desgaste acelerado e constituir-se em importante porta de entrada para outras manifestações patológicas, considerando que esse sofrimento pode repercutir no estado de saúde sob a forma de enfermidades psicossomáticas.

Esta alta prevalência pode está relacionada a al-

Tabela 4. Associação entre Distúrbios Psíquicos Menores e as variáveis: demanda psicológica do trabalho, demanda física do trabalho, controle do trabalho e suporte social.

	N	Prevalência de DPM (%)	OR	IC (95%)	*Valor de P
Demanda Psicológica					
Baixa	30	13,3	1	-	0,158
Alta	39	30,8	2,308	(0,827 ; 6,442)	
Demanda Física					
Baixa	40	10	1	-	0,006
Alta	29	41,4	4,138	(1,484 ; 11,540)	
Controle Do Trabalho					
Baixo	34	29,4	1,716	(0,701 ; 4,200)	0,357
Alto	35	17,1	1	-	
Suporte Social					
Baixo	44	27,3	1,705	(0,615 ; 4,725)	0,441
Alto	25	16,0	1	-	

*Teste Qui-quadrado de Associação de Pearson, com correção de continuidade

Tabela 5. Associação entre Distúrbios Psíquicos Menores e Conteúdo do trabalho.

Conteúdo do Trabalho	N	Prevalência de DPM (%)	OR	IC (95%)	*Valor de P
Baixa Exigência (↓Demanda + ↑Controle)	16	12,5%	1	-	
Trabalho Passivo (↓Demanda + ↓Controle)	14	14,3%	1,167	(0,142 ; 9,586)	0,044
Trabalho Ativo (↑Demanda + ↑Controle)	19	21,1%	1,867	(0,294 ; 11,837)	
Alta Exigência (↑Demanda + ↓Controle)	20	40,0%	4,667	(0,827 ; 26,342)	

*Teste Qui-Quadrado "For Trend"

gumas das características da amostra estudada como o fato, da mesma, ser constituída, predominantemente, por mulheres. Sabe-se que as tarefas que integram o trabalho doméstico são muito diversificadas requerendo cuidados com a casa e com os filhos. Soma-se a isso que o trabalho docente exige uma jornada extra de trabalho, já que, no espaço da universidade em si, não há tempo suficiente para desenvolver todas as atividades, como planejar aulas, corrigir trabalhos e provas e fazer pesquisas^(22,23). Assim, essas professoras, provavelmente, necessitam não de uma dupla, mas sim, de uma tripla jornada de trabalho, fazendo com que, essa sobrecarga, seja o estopim dos transtornos apresentados⁽²³⁾.

Outra questão diz respeito à qualificação docente e ao desenvolvimento de atividades extras além da docência. Os resultados mostraram que uma grande parcela dos docentes avaliados exercia outras atividades como atendimento em hospitais, clínicas e também atividades de coordenação e supervisão. A qualificação docente do grupo estudado é um fator que deve sempre ser observado, pois uma maior qualificação pode determinar atividades com características diferentes daquelas encontradas em grupos com menor qualificação. A demanda psicológica não apresenta o mesmo desempenho quando usada em grupos de qualificações diferentes⁽¹⁷⁾.

No presente estudo os resultados obtidos para as dimensões psicossociais do trabalho determinaram um modelo Demanda-Controle (conteúdo do trabalho) estatisticamente associado às maiores prevalências de DPM com riscos variando entre 4,66, nos casos dos docentes com alta exigência do trabalho (alta demanda e baixo controle) e 1,16, para aqueles classificados como trabalho ativo (alta demanda e alto controle) quando comparados aqueles cujo conteúdo do trabalho correspondente à baixa exigência. Segundo o modelo de Karasek⁽¹¹⁾ o trabalho realizado em condições de baixo controle e alta demanda (alta exigência) é nocivo à saúde dos trabalhadores, sendo um preditor da maioria das reações adversas produzidas pelo trabalho. O presente estudo confirmou a associação entre trabalho de alta exigência e distúrbios psíquicos menores, e esse resultado é consisten-

te com os achados de Reis et al.⁽²⁴⁾, onde a alta exigência do trabalho demonstrou ser um importante fator de risco de DPM.

Considerando-se os níveis intermediários de exposição, observou-se prevalência mais elevada de DPM no trabalho ativo do que no trabalho passivo. O alto controle aparentemente não reduziu os efeitos da alta demanda sobre a saúde mental. Entretanto, a baixa demanda pareceu minimizar os efeitos negativos do baixo controle, mesmo sendo afirmado que tal configuração do trabalho diminui a motivação⁽²⁵⁾.

Salientamos que a falta de colaboração de alguns docentes em responder aos questionários, reduzindo assim a amostra final pesquisada, foi um fator que pode ter interferido nos resultados visto que, outras pesquisas envolvendo um maior número de indivíduos como a realizada por Dantas⁽⁶⁾ encontrou a maioria dos parâmetros do modelo Demanda-Controle estatisticamente associados aos DPM. Outro aspecto diz respeito ao tipo de desenho utilizado (corte transversal), cujas limitações próprias (investiga simultaneamente exposição e doença geralmente não expressando relação de causalidade), podem ser particularmente relevantes em estudos ocupacionais causando o efeito do "trabalhador sadio", conforme referido por Delcor⁽²⁾.

CONCLUSÃO

No presente estudo foi evidenciado que para a maioria dos docentes avaliados o Modelo Demanda-Controle preconizado pelo JCQ, determinou riscos significativos para a prevalência de distúrbios psíquicos menores. Os maiores riscos foram observados para os docentes com "alta exigência" e com "trabalho ativo".

Entre as variáveis incluídas dentro do JCQ a "demanda física" mostrou ser um fator de risco estatisticamente significativa para a ocorrência de DPM.

Estudos futuros devem investigar os efeitos do trabalho sobre a saúde dos fisioterapeutas que exercem atividades de docência, procurando considerar outros fatores que influenciam nas relações ocupacionais desses profissionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dejours CA. loucura do trabalho: estudo da psicopatologia do trabalho. 5ª ed. São Paulo: Cortez-Oboré; 2005.
2. Delcor NS, Araujo TM, Reis EJFB, Porto LA, Carvalho FM, Silva MO, Barbalho L, Andrade JM. Condições de trabalho e saúde dos professores da rede particular de ensino de Vitória da Conquista, Bahia, Brasil. *Cad. Saúde Pública*, 2004; 20(1):187-196.
3. Reis EJFB, Araújo TM, Carvalho FM, Barbalho L, Silva MO. Docência e exaustão emocional. *Educ. Soc.* 2006; 27(94):229-253.
4. Mendes MLM. Condições de Trabalho e Saúde Docente. Trabalho apresentado no VI Seminário da Redestrado: regulação educacional e trabalho docente. UERJ. Rio de Janeiro, 2006. Disponível em:
5. <http://www.fae.ufmg.br/estrado/cd_viseminario/trabalhos/eixo_temaico_2/condicoes_trab_saude_docente.pdf>. Acesso em 20/08/2008.
6. Araujo TM, Aquino E, Menezes G, Santos CO, Aguiar L. Aspectos psicossociais do trabalho e distúrbios psíquicos entre trabalhadoras de enfermagem. *Rev. Saúde Pública*. 2003; 37(4):424-433.
7. Dantas J. Hipertensão arterial e fatores psicossociais no trabalho em uma refinaria de petróleo [Tese de Mestrado]. Belo Horizonte: Faculdade de Medicina da UFMG, Programa de Pós-graduação em Saúde Pública; 2003.
8. Fernandes JD, Melo CMM, Gusmão MCCM, Fernandes J, Guimarães A. Saúde mental e trabalho: significados e limites de modelos teóricos. *Rev. Latino-Am. Enfermagem*. 2006; 14(5):803-811. ed. Porto Alegre: Bookman, 2005.
9. Lima MFEM, Lima-Filho DO. Condições de trabalho e saúde do/a professor/a universitário/a. *Ciências & Cognição*. 2009; 14(3):062-082.
10. Karasek R. Job Demands, Job Decision Latitude, and Mental Strain: Implications for Job Redesign. *Administrative Science Quarterly*. 1979; 24(2):285-308.
11. Karasek R, Baker D, Marxer F, Ahlbom A, Theorell T. Job decision latitude, job demands, and cardiovascular disease: a prospective study of Swedish men. *Am J of Public Health*. 1981;71(7):694-705.
12. Karasek R, Theorell T. *Health work: stress, productivity and the reconstruction of working life*. Nova York: Basic Books, 1990.
13. Araujo TM, Graça CC, Araujo E. Estresse ocupacional e saúde: contribuições do Modelo Demanda-Controle. *Ciênc. saúde coletiva*. 2003; 8(4):991-1003.
14. Brasil. Ministério da Educação. Cadastro das Instituições de ensino Superior. Disponível em: <http://www.educacaosuperior.inep.gov.br/funcional/lista_cursos.asp> Acesso em 15/12/2008.
15. Alves, MGM. Pressão no Trabalho: Estresse no Trabalho e HAS em Mulheres no Estudo Pró-Saúde [Tese de Doutorado]. Rio de Janeiro: Escola Nacional de Saúde Pública, Fundação Oswaldo Cruz; 2004.
16. Araújo TM, Karasek R. Validity and reliability of the job content questionnaire in formal and informal jobs in Brazil. *SJWEH Suppl*. 2008; (6):52-59.
17. Araujo TM, Graça CC, Araujo E. Estresse ocupacional e saúde: contribuições do Modelo Demanda-Controle. *Ciênc. saúde coletiva*. 2003; 8(4):991-1003.
18. Goncalves DM, Stein AT, Kapczinski F. Avaliação de desempenho do *Self-Reporting Questionnaire* como instrumento de rastreamento psiquiátrico: um estudo comparativo com o *Structured Clinical Interview for DSM-IV-TR*. *Cad. Saúde Pública*. 2008; 24(2):380-390.
19. Harding TW, Arango MV, Baltazar J, Climent CE, Ibrahim HHA, Ignacio, LL, Murthy RS, Wig NN. Mental Disorders in primary health care: a study of their frequency and diagnosis in four development countries. *Psychological Medicine*. 1980; 10(2): 231-241.
20. Mari JJ, Williams P. A validity study of a psychiatric screening questionnaire (SRQ-20) in primary care in the city of São Paulo. *Br J Psychiatry*. 1986; 148:23-6.
21. Karasek, R. *JCQ's User's Guide*. Job/Heart Project. Columbia University, 1985.
22. Araújo TM, Eduardo reis E, Sivany-Neto A, kawalkievicz C. Professor e o mundo da escola. Processo de desgaste da saúde dos professores. *Revista Textual*. 2003; 1(3):14-21.
23. Rocha KB, Sarriera JC. Saúde percebida em professores universitários: gênero, religião e condições de trabalho. *Revista Semestral da Associação de Psicologia Escolar e Educacional (ABRAPEE)*. 2006; 10(2):187-196.
24. Reis, EJFB, Carvalho FM, Araujo TM, Porto LA, Neto S, Muniz A. Trabalho e distúrbios psíquicos em professores da rede municipal de Vitória da Conquista, Bahia, Brasil. *Cad. Saúde Pública*. 2005; 21(5):1480-1490.
25. Alves MGM, Chor D, Faerstein E, Lopes CS, Wernwck GL. Versão resumida da "job stress scale": adaptação para o português. *Rev. Saúde Pública*. 2004; 38(2):164-171.

O alongamento muscular segmentar atua como coadjuvante no equilíbrio muscular na síndrome femoropatelar.

Segmental muscular stretching acts as an adjuvant in muscular balance in the patellofemoral syndrome.

Natacha Corrêa da Silva⁽¹⁾, Cristina Maria Nunes Cabral⁽²⁾.

Programa de Mestrado em Fisioterapia, Universidade Cidade de São Paulo - UNICID.

Resumo

Introdução: A base do tratamento conservador para a síndrome femoropatelar (SFP) é a realização de exercícios de fortalecimento muscular, de forma que o alongamento muscular é uma modalidade pouco estudada. **Objetivo:** Analisar os efeitos de um programa de alongamento muscular segmentar no tratamento da SFP. **Método:** Foram selecionadas 14 participantes com SFP, nas quais foi avaliada a função do joelho, a flexibilidade, o encurtamento dos músculos isquiotibiais, a sensação de posição articular do joelho, o torque isométrico dos músculos extensores do joelho e o torque isocinético dos músculos flexores e extensores do joelho. Todas as participantes realizaram cinco semanas de alongamento segmentar dos músculos quadríceps femoral, isquiotibiais e tríceps sural e foi aplicada a escala visual analógica para avaliar a intensidade da dor antes e após a intervenção. **Resultados:** Houve diferença estatisticamente significativa no encurtamento dos músculos isquiotibiais do membro inferior direito (antes: $46,2 \pm 6,3$; após: $39,6 \pm 7,9$; $p < 0,001$) e esquerdo (antes: $48,9 \pm 5,5$; após: $43,0 \pm 5,7$; $p = 0,001$), atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral na subida (antes: $39,5 \pm 19,5$; após: $28,8 \pm 9,9$; $p = 0,049$) e descida (antes: $35,7 \pm 17,9$; após: $26,1 \pm 6,9$; $p = 0,048$) do agachamento e na atividade eletromiográfica do músculo semitendíneo na subida do agachamento (antes: $18,0 \pm 7,8$; após: $25,1 \pm 9,4$; $p = 0,014$) após a intervenção. A flexibilidade (antes: $16,3 \pm 8,0$; após: $15,3 \pm 8,3$; $p = 0,063$) e o torque dos músculos flexores a $180^\circ/\text{seg}$ (antes: $34,6 \pm 9,5$; após: $38,4 \pm 9,3$; $p = 0,062$) apresentaram uma diferença marginalmente significativa. As demais variáveis não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$). **Conclusão:** Os resultados apresentados neste estudo permitem concluir que este tipo de intervenção, por meio de alongamento muscular segmentar, melhora o encurtamento muscular e diminui a atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral durante agachamento, parecendo favorecer o reequilíbrio muscular. Não interfere diretamente em outros sinais e sintomas, podendo então ser utilizado como coadjuvante no tratamento da SFP.

Palavras-Chave: Lesões do joelho/reabilitação, terapia por exercício.

Abstract

Introduction: Patellofemoral syndrome (PFS) conservative treatment is commonly based on the prescription of strengthening exercises; however, the effects of stretching exercises are not well documented. **Objective:** To analyze the effects of a segmental muscular stretching intervention in participants with PFS. **Method:** Knee function, flexibility, hamstring tightness, knee joint position sense, isometric knee extension torque, isokinetic knee extension and flexion torque were evaluated in 14 participants with PFS. All participants performed five weeks of segmental stretching of quadriceps femoris, hamstring and triceps surae muscles and visual analogue scale was applied before and after intervention. **Results:** Statistically significant difference was observed after the therapeutic intervention for hamstring tightness of the right (before: 46.2 ± 6.3 ; after: 39.6 ± 7.9 ; $p < 0.001$) and left (before: 48.9 ± 5.5 ; after: 43.0 ± 5.7 ; $p = 0.001$) lower limb, electromyographic activity of the vastus lateralis muscle during the concentric (before: 39.5 ± 19.5 ; after: 28.8 ± 9.9 ; $p = 0.049$) and eccentric (before: 35.7 ± 17.9 ; after: 26.1 ± 6.9 ; $p = 0.048$) phase of squatting and electromyographic activity of the semitendinous muscle during the concentric phase of squatting (before: 18.0 ± 7.8 ; after: 25.1 ± 9.4 ; $p = 0.014$). Flexibility (before: 16.3 ± 8.0 ; after: 15.3 ± 8.3 ; $p = 0.063$) and isokinetic knee flexor torque at $180^\circ/\text{sec}$ (before: 34.6 ± 9.5 ; after: 38.4 ± 9.3 ; $p = 0.062$) showed a marginal significant difference. Other variables did not show a significant difference after intervention ($p > 0.05$). **Conclusion:** The intervention based on segmental stretching exercises improve muscular tightness and decrease electromyographic activity of vastus lateralis muscle during squat, favoring muscular balance. As segmental stretching did not improve other symptoms of PFS, it can be recommended as an adjuvant treatment.

Keywords: Knee injuries/rehabilitation, exercise therapy.

Artigo recebido em 28 de outubro de 2010 e aceito em 27 março de 2011.

1. Bolsista de iniciação científica do CNPq – Universidade Cidade de São Paulo – UNICID, São Paulo, São Paulo, Brasil.

2. Fisioterapeuta docente - Programa de Mestrado em Fisioterapia da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID, São Paulo, São Paulo, Brasil.

Endereço para correspondência:

Cristina Maria Nunes Cabral. Programa de Mestrado em Fisioterapia, Universidade Cidade de São Paulo – UNICID. Rua Cesário Galeno 475 - CEP: 03071-000, São Paulo - SP, Brasil. Tel: 21781565; Fax: 21781566. e-mail: ccabral@edu.unicid.br

INTRODUÇÃO

A síndrome femoropatelar (SFP) é uma das dorsões musculoesqueléticas mais comuns que acometem o joelho⁽¹⁾. Seu início é insidioso e é caracterizada por dor peri ou retropatelar, na ausência de outra afecção no joelho, como doença intra-articular, tendinite ou bursite peripatelar⁽²⁻⁴⁾. Acomete 25% das pessoas em geral, sendo um problema comum no joelho de adolescentes e adultos jovens fisicamente ativos, além de ser uma queixa comum na população em geral quando está envolvida a descarga de massa corporal repetitiva no membro inferior^(2,3,5).

A etiologia ainda não está muito bem estabelecida, mas pode ser relacionada a vários fatores que levam ao mau alinhamento patelar, como o aumento do ângulo Q, patela alta ou baixa, pronação subtalar excessiva, rotação lateral da tibia, anteversão femoral, joelhos valgus ou varus e encurtamento do retináculo lateral, dos músculos isquiotibiais e do tracto iliotibial^(4,6,7). O mau alinhamento pode aumentar a pressão de contato femoropatelar e causar uma lesão da cartilagem articular da patela⁽³⁾.

O diagnóstico é realizado com base no exame clínico feito por profissionais experientes, dentre eles o fisioterapeuta, levando em consideração que uma avaliação detalhada é extremamente importante para propor futuras intervenções. O principal sintoma da SFP é dor difusa anterior ou retropatelar, que é exacerbada por atividades como subir e descer escadas, sentar por um período prolongado, agachar ou ajoelhar, nas quais há um aumento das forças compressivas na articulação femoropatelar⁽³⁾.

Atualmente, tem sido aceito que o tratamento conservador leva a um alívio dos sintomas na maioria dos pacientes com SFP^(8,9). O alongamento muscular é uma modalidade desse tipo de tratamento ainda pouco estudada na SFP.

Existem diversos tipos de alongamento: ativo, estático, balístico, pelas técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva e em cadeias musculares^(10,11). Os exercícios de alongamento apresentam como benefícios o aumento da flexibilidade e a melhora da *performance*, já que podem levar a alterações na geração de força máxima⁽¹²⁾.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos de um programa de alongamento muscular segmentar no tratamento da SFP.

MÉTODO

Para a realização deste estudo experimental, com avaliação pré e pós-intervenção, foram selecionadas 15 mulheres, sedentárias, com idade entre 18 e 30 anos e com SFP. Os critérios de inclusão adotados foram:

relatar dor anterior ou retropatelar do joelho há, pelo menos, seis meses, durante ou após, pelo menos,

duas atividades entre agachar, subir ou descer escadas, permanecer por um tempo prolongado na posição sentada, ajoelhar, correr e saltar;

início insidioso dos sintomas sem relação com um evento traumático;

apresentar positividade aos testes patelares de compressão, raspagem e *Waldron*^(3,13,14).

Além disso, todas as participantes deveriam apresentar encurtamento dos músculos isquiotibiais, definido como uma perda de mais de 30 graus de extensão do joelho com o quadril posicionado em flexão de 90 graus, como critério de inclusão obrigatório⁽¹⁰⁾.

Os critérios de exclusão foram apresentar sinais e sintomas de qualquer outra doença no joelho, lesão ligamentar ou meniscal, cirurgia ou lesão do complexo articular femoropatelar, subluxação ou deslocamento patelar crônico e edema persistente do joelho^(2,14). Uma das participantes incluídas neste estudo completou todo o período de intervenção mas não participou da reavaliação, de forma que o número total de participantes completamente avaliadas foi 14.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética institucional (protocolo número 13316656). Sua realização obedeceu as diretrizes e normas de pesquisa constantes da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e todas as participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido consentindo em participar do estudo.

O programa de intervenção terapêutica consistiu na realização de alongamento muscular segmentar por cinco semanas, três sessões por semana. Em cada sessão foram realizadas três repetições de alongamento de cada um dos seguintes músculos: isquiotibiais, quadríceps femoral e tríceps sural com manutenção de 30 segundos para cada repetição. O alongamento dos músculos isquiotibiais foi realizado em decúbito dorsal, com um lençol na região plantar do pé da participante, forçando a flexão de quadril até seu limite, mantendo o joelho estendido, enquanto o membro contralateral permanecia em repouso no colchonete. Já o alongamento do músculo quadríceps femoral foi realizado em ortostatismo e o membro inferior a ser alongado permaneceu em hiperextensão de quadril e flexão de joelho, enquanto o membro contralateral permanecia como apoio, com leve flexão de joelho. Por fim, o alongamento do músculo tríceps sural foi realizado em ortostatismo, com quadril e joelho estendidos e pé em dorsiflexão, enquanto o membro inferior contralateral ficou com quadril e joelho fletidos. Os alongamentos foram realizados bilateralmente de forma máxima e ativa.

Antes e após cada sessão de alongamento, cada participante preencheu em uma escala visual analógica (EVA) a intensidade de dor no joelho, sem ter acesso à resposta da sessão anterior⁽²⁾.

Antes da intervenção terapêutica, as participan-

tes foram submetidas a uma avaliação física para confirmar os critérios de inclusão/exclusão e garantir a homogeneidade da amostra. Os procedimentos de avaliação foram realizados em apenas um membro inferior, escolhido da seguinte forma: o membro mais sintomático ou, quando bilateral, o membro mais acometido.

Para a avaliação da função do joelho, foi feito o teste do degrau (15 cm de altura e 50 cm de largura) e aplicada a escala de contagem de *Lysholm*, da seguinte forma:

Teste do degrau: As participantes posicionaram um dos membros inferiores em cima do degrau e o outro realizava o movimento de subida e descida durante um minuto, controlado por um cronômetro. Após, foi solicitada a repetição do teste com o membro contralateral. Não foi estipulada a velocidade e tão pouco o membro que deveria iniciar o teste⁽¹⁵⁾;

Escala de contagem de *Lysholm*: A escala foi entregue às participantes, que preenchiam as respostas coerentes com sua sintomatologia e função do joelho. Quanto mais próxima a pontuação ficar de 100 pontos, corresponde a uma melhor capacidade funcional do joelho⁽¹⁶⁾.

A flexibilidade foi avaliada pelo teste terceiro dedosso, em que a participante ficou em posição ortostática com os pés unidos e realizou flexão máxima de tronco com os membros superiores pendendo à sua frente. Com uma fita métrica, foi medida a distância entre o terceiro dedo da mão direita até o solo^(17,18). O encurtamento dos músculos isquiotibiais foi avaliado com a participante em decúbito dorsal e flexão de quadril de 90 graus. O máximo de extensão passiva do joelho foi mensurado com um goniômetro universal de acrílico, sendo considerado como encurtamento o quanto faltava para zero graus ou extensão total do joelho^(10,18).

A sensação de posição articular (SPA) do joelho foi avaliada no dinamômetro isocinético (Cybex 6000), ficando a participante com olhos vendados. O teste teve início em dois diferentes ângulos de flexão do joelho, 25 e 65 graus. Na primeira etapa, o joelho da participante foi passivamente fletido até o ângulo alvo de 40 graus, partindo de 25, e a posição foi mantida por 10 segundos. Após esse período, o examinador moveu a perna novamente para a posição de 25 graus de flexão. Na segunda etapa, o joelho da participante foi passivamente estendido até o ângulo alvo de 50 graus, partindo de 65. Em cada etapa, foi pedido que a participante reproduzisse ativamente a posição articular por três vezes, avisando o examinador quando a posição fosse atingida, o que foi considerado como ângulo estimado^(19,20).

O torque foi avaliado também pelo dinamômetro isocinético, após a realização de um aquecimento de cinco minutos na bicicleta ergométrica com baixa intensidade⁽²¹⁾ e alongamento dos músculos isquiotibiais, quadríceps femoral e tríceps sural. A participan-

te foi posicionada sentada na cadeira com tronco, quadris e joelhos fletidos a 90 graus e estabilizada com cintos na região do tronco, abdome e coxa. O pico médio de torque foi mensurado durante os movimentos de flexão e extensão do joelho na amplitude de zero a 90 graus de forma concêntrica nas velocidades angulares de 60 e 180°/s, repetidos cinco vezes na primeira velocidade e 15 vezes na segunda. O torque isométrico foi obtido através de cinco repetições de extensão do joelho na posição de 45 graus de flexão do joelho. A ordem de realização dos exercícios e das diferentes velocidades foi escolhida por sorteio⁽¹⁹⁾.

A coleta eletromiográfica (EMG) foi realizada com o uso de um módulo condicionador de sinais de oito canais e placa de conversão analógico/digital de 12 bits de resolução (EMG System do Brasil), frequência de amostragem de 1000 Hz por canal e filtro analógico do tipo *Butterworth* de passa-banda de 20 a 500 Hz. Seguiu as recomendações de procedimentos do SENIAM⁽²²⁾, sendo os eletrodos adesivos (*Meditrace*) colocados nos ventres musculares dos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST). A atividade EMG foi captada durante três repetições de agachamento isotônico na amplitude de zero a 45 graus de flexão do joelho, com a amplitude de movimento (ADM) controlada por um eletrogoniômetro (EMG System do Brasil). Além disso, foi captada também uma contração isométrica voluntária máxima de quatro segundos de cada músculo para a normalização dos sinais EMG, nas posições de teste recomendadas por Kendall et al.⁽²³⁾.

Os sinais EMG captados durante as contrações isotônicas foram recortados no programa *WinDaq*, usando como referência os ângulos articulares obtidos pelo eletrogoniômetro. Assim, para o exercício de agachamento, foram realizados dois recortes: a fase excêntrica na ADM de zero a 45 graus de flexão do joelho e a fase concêntrica na ADM de 45 a zero grau.

Para as contrações isométricas, foi obtido o valor de *root mean square* (RMS) de cada sinal no *software Origin* (6.0) da seguinte maneira: o sinal foi retificado, filtrado com filtro passa-baixa de 5 Hz e foi obtido o envoltório linear. Pela inspeção visual do envoltório, foi selecionado o período de 1 segundo em que ocorreu o pico de ativação muscular com a menor variabilidade possível e, posteriormente, calculado o valor de RMS do sinal retificado e com filtro passa banda de 20 a 500 Hz no período selecionado. Esse procedimento foi realizado nas três tentativas de extensão do joelho, para a atividade dos músculos VM e VL, e de flexão do joelho, para a atividade dos músculos BF e ST.

Os valores obtidos para cada músculo durante os exercícios foram normalizados pelos valores de RMS da contração isométrica voluntária máxima de extensão do joelho, para os músculos VM e VL, e de flexão do joelho, para os músculos BF e ST.

Em relação à análise estatística dos dados, inicialmente foi testada a normalidade pelo teste de *Shapiro Wilk*. Os dados que apresentaram distribuição normal – flexibilidade, encurtamento dos músculos isquiotibiais, função de joelho avaliada pela escala de contagem de *Lysholm*, SPA nos dois ângulos-alvo, RMS dos músculos VM, VL e ST na subida do agachamento, RMS do músculo VM na descida do agachamento, torque dos músculos extensores e flexores do joelho nas velocidades de 60 e 180°/seg e torque extensor isométrico - foram comparados antes e após a intervenção pelo teste t para amostras dependentes. Por outro lado, a função de joelho avaliada pelo teste do degrau, RMS do músculo BF na subida do agachamento, RMS dos músculos VL, BF e ST na descida do agachamento, sem distribuição normal, foram comparadas pelo teste de *Wilcoxon*. Toda a análise estatística foi realizada com 5% de significância.

RESULTADOS

Os dados demográficos da população estudada estão apresentados na Tabela 1, onde é observada a distribuição de idade, massa, estatura e índice de massa corporal (IMC). O joelho mais acometido foi o direito, em 57% dos indivíduos avaliados.

Tabela 1. Características demográficas da população estudada (n=14).

Variáveis	Média (DP)
Idade (anos)	20,0 (2,0)
Massa (Kg)	57,5 (8,4)
Estatura (m)	1,6 (0,1)
IMC (Kg/m ²)	23,2 (2,9)

Dados expressos como média (DP).
(IMC: índice de massa corporal)

A Tabela 2 mostra os resultados obtidos antes e após a intervenção. Houve diferença estatisticamente significativa no encurtamento dos músculos isquiotibiais do membro inferior direito ($p < 0,001$) e esquerdo ($p = 0,001$), atividade EMG do músculo VL na subida ($p = 0,049$) e descida ($p = 0,048$) do agachamento e na atividade EMG do músculo ST na subida do agachamento ($p = 0,014$) após a intervenção. A flexibilidade ($p = 0,063$) e o torque dos músculos flexores a 180°/seg ($p = 0,062$) apresentaram uma diferença marginalmente significativa. As demais variáveis não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos de um programa de alongamento muscular segmentar dos músculos quadríceps femoral, bíceps femoral e isquiotibiais no tratamento da SFP. A faixa etária escolhi-

da para incluir as participantes neste estudo teve uma média de 20 anos, a fim de apresentar menor probabilidade de doenças degenerativas associadas, concordando assim com Crossley et al.⁽¹⁴⁾, Chaves et al.⁽²⁴⁾, Bonvicine et al.⁽²⁵⁾, Branco et al.⁽²⁶⁾, Brasileiro et al.⁽²⁷⁾ e Cabral et al.⁽²⁸⁾, que utilizaram em seus estudos faixas etárias semelhantes a este.

Foram escolhidos apenas participantes do gênero feminino, pois esta é uma doença com prevalência maior em mulheres, pelas diferenças anatômicas e fisiológicas, como a alta influência hormonal sofrida durante todas as fases da vida. Além disso, as mulheres apresentam maior flexibilidade em relação aos homens, o que pode levar a maior desalinhamento patelar^(24,29).

A coleta de variáveis como massa e estatura foram importantes para o cálculo do IMC, que é um índice para aferir o excesso de peso corporal, já que uma etiologia desta síndrome é a sobrecarga na articulação do joelho⁽³⁰⁾. A média obtida neste estudo foi de 23,2± 2,9 Kg/m², procurando minimizar assim as chances de dor como consequência da sobrecarga, visto que apenas um IMC igual ou maior que 25,0 kg/m² é considerado excesso de peso ou obesidade⁽³¹⁾.

Quando se trata de SFP, há uma grande discussão entre a intervenção baseada em fortalecimento muscular e a baseada em alongamento muscular. Este estudo utilizou a intervenção baseada em alongamento, pois é um exercício menos intenso, sem sobrecarga de peso corporal, o que possibilita sua realização até mesmo em uma fase de dor aguda. Além disso, o alongamento muscular ainda proporciona relaxamento, intensificando o alívio da dor e melhora da qualidade de vida, já que o encurtamento prejudica em grande escala os movimentos funcionais e as atividades do dia a dia^(11,32).

A duração de 30 segundos e a frequência de três vezes semanais dos alongamentos utilizados para a intervenção neste estudo foram de acordo com a revisão bibliográfica de Rosário et al.⁽¹¹⁾, concluindo assim que com esses parâmetros se obtém resultados satisfatórios quanto à flexibilidade, coincidindo com o estudo realizado por Bandy et al.⁽¹⁰⁾.

Entretanto, ainda não há consenso absoluto sobre a melhor técnica a ser empregada e sobre a duração de cada série de alongamento. A intensidade do alongamento e o nível de distensão do músculo durante cada alongamento foram de acordo com a percepção da própria participante. A informação de desconforto sem a presença de dor informada pela participante durante o exercício é muito subjetiva, porém é um parâmetro confiável e seguro para determinar a quantidade de tensão exercida pelo músculo e aplicada durante um alongamento⁽²⁶⁾.

Os resultados mostraram melhora da flexibilidade, com um nível de significância marginal. No estudo de Cabral et al.⁽²⁸⁾, foi encontrada diferença estatisticamen-

Tabela 2. Variáveis obtidas antes e após o tratamento (n=14).

Variáveis	Antes	Após	p
Dor (cm)	0,5 (1,4)	0,1 (0,3)	0,323
Função de joelho – Lysholm	73, 5 (12,5)	78,5 (11,3)	0,130
Função de joelho – Degrau D (subidas/min)	28,1 (6,4)	28,2 (7,5)	0,861
Função de joelho – Degrau E (subidas/min)	27,9 (6,8)	28,6 (8,7)	0,593
Flexibilidade (cm)	16,3 (8,0)	15,3 (8,3)	0,063
Encurtamento isquiotibiais D (graus)	46,2 (6,3)	39,6 (7,9)	<0,001*
Encurtamento isquiotibiais E (graus)	48,9 (5,5)	43,0 (5,7)	0,001*
RMS do músculo VM no AG-S (%)	43,0 (25,4)	35,9 (14,7)	0,359
RMS do músculo VM no AG-D (%)	40, 5 (21,2)	35,7 (12,1)	0,448
RMS do músculo VL no AG-S (%)	39,5 (19, 5)	28,8 (9,9)	0,049*
RMS do músculo VL no AG-D (%)	35,7 (17,9)	26,1 (6,9)	0,048*
RMS do músculo BF no AG- S (%)	10, 5 (4,1)	9,9 (4,2)	0,593
RMS do músculo BF no AG-D (%)	10,8 (4,8)	10,0 (5,1)	0,396
RMS do músculo ST no AG- S (%)	18,0 (7,8)	25,1 (9,4)	0,013*
RMS do músculo ST no AG-D (%)	18,3 (10,0)	15,5 (5,3)	0,593
Torque flexores 60º/seg (Nm)	46, 8 (17,4)	53,1 (11,3)	0,147
Torque extensores 60º/seg (Nm)	99,1 (21,9)	93,4 (20,0)	0,410
Torque flexores 180º/seg (Nm)	34,6 (9,5)	38,4 (9,3)	0,062
Torque extensores 180º/seg (Nm)	61,4 (16,9)	65,3 (14,7)	0,509
Torque isométrico (Nm)	109,6 (37,8)	114,4 (35,1)	0,453
SPA com 50 graus de flexão (graus)	49,1 (3,2)	50,7 (2,6)	0,139
SPA com 40 graus de flexão (graus)	38,3 (4,0)	38,4 (3,4)	0,994

Dados expressos como média (DP).

(D: direito; E: esquerdo; RMS: *root mean square*; VM: vasto medial; VL: vasto lateral; BF: bíceps femoral; ST: semitendíneo; AG: agachamento; S: subida; D: descida; SPA: sensação de posição articular)

te significativa nesta variável, porém os autores compararam duas técnicas de alongamento, sendo posturas de reeducação postural global (RPG) e alongamentos segmentares. Para a avaliação da flexibilidade também utilizaram o teste terceiro dedo-solo. Porém, esse teste talvez não seja o ideal para avaliar especificamente o encurtamento muscular de isquiotibiais, já que engloba os músculos de toda a cadeia posterior, fazendo com que o resultado não seja fidedigno para a finalidade proposta.

As participantes deste estudo foram tratadas com alongamento estático segmentar com frequência de três vezes semanais, realizados três vezes cada, em séries com manutenção de 30 segundos. Brasileiro et al.⁽²⁷⁾, utilizando uma população maior (12 homens e 28 mulheres), porém de faixa etária muito semelhante à nossa, utilizaram a técnica de alongamento ativo, associando o uso de aquecimento e resfriamento ao alongamento, e concluíram que o uso do gelo antes das manobras pode aumentar ainda mais, em curto prazo, a flexibilidade dos músculos após sessões de alongamento. Isso mostrou que mesmo com técnicas diferentes, os resultados obtidos foram similares, já que neste estudo, observou-se uma melhora marginalmente significativa da flexibilidade

de após o tratamento.

Além disso, na avaliação após o tratamento, o encurtamento dos músculos isquiotibiais apresentou melhora tanto no membro inferior direito quanto no esquerdo, comprovando que o alongamento segmentar utilizado como técnica é eficaz quando se quer adquirir maior ADM pela diminuição do encurtamento muscular. Esse resultado corrobora com o estudo de Cabral et al.⁽²⁸⁾, que também utilizaram a goniometria de forma passiva para a medida desta variável e encontraram melhora do encurtamento com ambas as técnicas de alongamento propostas.

Foi ainda encontrado, na coleta EMG, diminuição nos valores de RMS do músculo VL durante subida e descida do agachamento após o tratamento. Esse achado é importante para a SFP, baseado no fato de que para que haja um reequilíbrio muscular, o músculo VM deve estar mais ativo que o VL. Outros estudos encontrados na literatura também comparam a atividade muscular na SFP, porém em tarefas diferentes. No trabalho de Coqueiro et al.⁴ foi verificado um aumento significativo na atividade EMG dos músculos VM e VL durante a realização de exercícios de adução contra resistência. Já no

trabalho de Tang et al.⁽³³⁾ foram avaliadas as atividades EMG dos músculos VM e VL em exercícios em cadeia cinética fechada e aberta, sendo demonstrado que pessoas com SFP já têm uma atividade EMG diminuída em relação ao grupo controle nos exercícios realizados em cadeia cinética fechada. Bevilaqua-Grossi et al.⁽¹⁾, estudando indivíduos com uma média de idade semelhante, avaliaram a atividade EMG dos músculos estabilizadores da patela durante agachamento isométrico, porém não observaram diferença significativa nos músculos VM e VL durante este exercício.

O torque apresentou aumento em todas as situações avaliadas, exceto para músculos extensores do joelho a 60°/seg. Estes achados concordam com o estudo realizado por Batista et al.⁽¹²⁾, que avaliaram o torque de músculos flexores e extensores do joelho com dinamômetro isocinético e verificaram aumento do torque tanto de forma isométrica quanto de forma isocinética concêntrica e excêntrica, diferindo do presente estudo apenas nas velocidades adotadas (30 e 60°/seg).

A SPA foi coletada e avaliada, pois a dor gerada pela SFP pode implicar em alteração proprioceptiva. Porém, foi possível verificar que este fator não se altera significativamente após intervenção baseada em alongamento muscular. Estes resultados concordam parcialmente com o estudo de Lobato et al.⁽³⁴⁾ que avaliaram pessoas

com SFP e compararam com pessoas clinicamente normais, não encontrando evidências de que a SPA se altere. Possivelmente, este resultado tenha sido encontrado porque a forma de alongamento utilizada foi o alongamento passivo, não havendo contração muscular, o que pode justificar a SPA inalterada.

A intensidade de dor avaliada durante as 15 sessões de alongamento, antes e após cada sessão de tratamento, permitiu observar uma diminuição muito discreta desta intensidade, assim como constatou também o estudo de Cabral et al.⁽²⁸⁾, que encontraram grande melhora na intensidade de dor quando utilizadas as posturas de RPG, mas quando utilizado o alongamento segmentar esta dor quase não foi amenizada, talvez pelos níveis iniciais de dor já terem sido muito baixos e pelo alongamento não desencadear dor e ter sido realizado sem carga.

CONCLUSÃO

Os resultados apresentados neste estudo permitem concluir que este tipo de intervenção, por meio de alongamento muscular segmentar, melhora o encurtamento muscular e diminui a atividade EMG do músculo VL durante agachamento, parecendo favorecer o reequilíbrio muscular. Não interfere diretamente em outros sinais e sintomas, podendo então ser utilizado como coadjuvante no tratamento da SFP.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bevilaqua-Grossi D, Felício LR, Simões R, Coqueiro KRR, Monteiro-Pedro V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:159-63.
2. Thomeé R. A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women. *Phys Ther*. 1997;77:1690-703.
3. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:183-9.
4. Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:596-603.
5. Santos EP, Bessa SNF, Lins CAA, Marinho AMF, Silva KMP, Brasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo e vasto lateral durante atividades funcionais em sujeitos com síndrome da dor patelofemoral. *Rev Bras Fisioter*. 2008;12:304-10.
6. Alaca R, Yilmaz B, Goktepe AS, Mohur H, Kalyon TA. Efficacy of isokinetic exercise on functional capacity and pain in patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002;81:807-13.
7. Bessa SNF, Santos EP, Silveira RAG, Maia PHB, Brasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo em portadoras da síndrome da dor patelofemoral. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2008;15:157-63.
8. Doucette SA, Child DD. The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;23:104-10.
9. Tunay VB, Ergun N, Baltaci G, Tunay S, Erden Z. Treatment of patellar tracking and pain in patellofemoral malalignment: conservative versus surgery. *The Pain Clinic*. 2003;15:185-92.
10. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther*. 1997;77:1090-6.

11. Rosário JLR, Marques AP, Maluf SA. Aspectos clínicos do alongamento: uma revisão da literatura. *Rev Bras Fisioter.* 2004;8:83-6.
12. Batista LH, Camargo PR, Oishi J, Salvini TF. Efeitos do alongamento ativo excêntrico dos músculos flexores do joelho na amplitude de movimento e torque. *Rev. Bras. Fisiot.* 2008;12:176-82.
13. Magee DJ. Avaliação musculoesquelética. 3ª ed. São Paulo: Manole, 2002.
14. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004;22:267-74.
15. Dolder PA, Roberts DL. Six sessions of manual therapy increase knee flexion and improve activity in people with anterior knee pain: a randomised controlled trial. *Australian J Physiother.* 2006;52:261-4.
16. Peccin MS, Ciconelli R, Cohen M. Questionário específico para sintomas do joelho "Lysholm knee scoring scale" – tradução e validação para a língua portuguesa. *Acta Ortop Bras.* 2006;14:268-72.
17. Perret C, Poiraudou S, Fermanian J, Colau MML, Benhamou AM. Validity, reliability and responsiveness of the fingertip-to-floor test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:1566-70.
18. Marques AP. Manual de goniometria. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2003.
19. Hazneci B, Yildiz Y, Sekir U, Aydin T, Kalyon TA. Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84:521-7.
20. Larsen R, Lund H, Christensen R, Røgind H, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H. Effect of static stretching of quadriceps and hamstring on knee joint position sense. *Br J Sports Med.* 2005;39:43-6.
21. Dvir Z. Isocinética – avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas. 1ª ed. São Paulo: Manole, 2002.
22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10 361-74.
23. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Músculos – provas e funções. 4ª ed. São Paulo: Manole, 1995.
24. Chaves CPG, Simão R, Araújo CGS. Ausência de variação da flexibilidade durante o ciclo menstrual em universitárias. *Rev Bras Med Esporte.* 2002;8:212-18.
25. Bonvicine, C, Gonçalves C, Batigália F. Comparação do ganho de flexibilidade isquiotibial com diferentes técnicas de alongamento passivo. *Acta Fisiátr.* 2005;12:43-7.
26. Branco VR, Negrão Filho RF, Padovani CR, Azevedo FM, Alves N, Carvalho AC. Relação entre a tensão aplicada e a sensação de desconforto nos músculos isquiotibiais durante o alongamento. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10:465-72.
27. Brasileiro JS, Faria, AF, Queiroz LL. Influência do resfriamento e do aquecimento local na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11:57-61.
28. Cabral CMN, Yumi C, Sacco ICN, Casarotto RA, Marques AM. Eficácia de duas técnicas de alongamento muscular no tratamento da síndrome femoropatelar: um estudo comparativo. *Fisioterapia e Pesquisa.* 2007;14:48-56.
29. Pulzatto F, Gramani-Say K, Siqueira ACB, Santos GM, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira AS et al. A influência da altura do step no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos saudáveis e portadores da síndrome da dor femoropatelar. *Acta Ortop Bras.* 2005;14:168-70.
30. Vieira WHB, Valente RZ, Andrusaitis FR, Greve JMA, Brasileiro JS. Efeito de duas técnicas de alongamento muscular dos isquiotibiais na amplitude de extensão ativa do joelho e no pico de torque. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9:71-6.
31. Clemente L, Moreira P, Oliveira B, Almeida MDV. Índice de massa corporal - sensibilidade e especificidade. *Acta Méd Port.* 2004;17:353-8.
32. Guissard N, Duchateau J. Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and Sport Sci Rev.* 2006;34:154-8.
33. Tang SFT, Chen C-K, Hsu R, Chou S-W, Hong W-H, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:1441-5.
34. Lobato DFM, Santos GM, Coqueiro KRR, Mattiello-Rosa SMG, Terruggi-Junior A, Bevilaqua-Grossi D et al. Avaliação da propriocepção do joelho em indivíduos portadores de disfunção femoropatelar. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9:57-62.

Artigo Original

Efeito agudo de técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva na atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial.

Acute effect of proprioceptive neuromuscular facilitation technique on electromyographic activity of triceps brachialis muscle.

Michele Cristiane da Fonseca⁽¹⁾, Luciano Pavan Rossi⁽²⁾, Rafael Pereira⁽³⁾.

Resumo

Introdução: A inibição autogênica é um fenômeno fisiológico que gera relaxamento reflexo do músculo através da estimulação dos órgãos tendíneos de Golgi decorrente de um aumento da tensão muscular. **Objetivo:** O objetivo deste estudo é analisar a variação da atividade eletromiográfica (EMG) do músculo tríceps braquial, porção longa e lateral, após uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM). **Método:** Participaram da pesquisa 30 indivíduos com idade de 22 ± 3 anos. Realizou-se uma coleta da atividade EMG das porções lateral e longa do tríceps braquial antes e após uma CIVM de extensão de cotovelo, com os indivíduos em decúbito ventral e tendo a articulação do ombro a 90° de abdução e a do cotovelo a 90° de flexão. As coletas foram efetuadas antes, imediatamente após e em 30, 60 e 120 segundos após a CIVM. **Resultados:** Houve redução significativa da atividade EMG ($p < 0,05$) apenas na porção lateral do tríceps imediatamente após e 30, 60 e 120 segundos após a CIVM se comparada com a atividade EMG antes da contração. Não foi observada qualquer mudança na atividade EMG da porção longa do tríceps. Desse modo, as diferenças anatômicas podem ter influenciado as diferenças de ativação eletromiográfica entre as porções lateral e longa do tríceps. A redução da atividade EMG da porção lateral pode ser explicado pela inibição autogênica, enquanto a porção longa não mostrou diferenças após CIVM, por ser um músculo biarticular. **Conclusão:** Nossos resultados ampliam o conhecimento acerca das adaptações neuromusculares que ocorrem após o uso da técnica de contrair-relaxar previamente ao alongamento.

Palavras chave: Contração isométrica, eletromiografia; exercícios de alongamento muscular; inibição neural.

Abstract

Introduction: The autogenic inhibition is a technique of lengthen that uses maximal voluntary isometric contraction (CIVM) to increase the muscular tension which promote the stimuli of the "Golgi tendon organs" and induce the relaxing reflex of the muscle. **Objective:** The main objective of this study was to analyze the electromyographic (EMG) activity of the lateral and long heads of triceps brachii muscle before, immediately after and 30, 60 and 120 seconds after a CIVM. **Method:** Thirty healthy subjects ($22,1 \pm 3$ years old) participated in the study. They carried out a pre-test and four other measures after a CIVM, one of them immediately after and the other 30, 60 and 120 seconds after the CIVM. **Results:** The lateral head triceps brachii has shown a significant reduction in the EMG activity ($p \leq 0.05$), while the long head have not demonstrated any difference in all the analyzed moments ($p \leq 0.05$). The anatomic difference could have influenced the lateral and long head activation differences, with the uniarticular muscle showing a significant reduction in the EMG activity, which could be explained by the occurrence of autogenic muscle inhibition. **Conclusion:** Our results amplify the knowledge about the neuromuscular adaptations that are followed to the contraction-relax technique previously to the stretching.

Keywords: Isometric contraction; electromyography, muscle stretching exercises; neural inhibition.

Artigo recebido em 3 de outubro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Universidade Estadual do Centro-Oeste – UNICENTRO, Guarapuava, Paraná, Brasil.
2. Universidade Federal do Paraná – UFPR, Curitiba, Paraná, Brasil.
3. Grupo de pesquisa em Fisiologia Neuromuscular – Departamento de Ciências Biológicas, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB, Jequié, Bahia, Brasil.

Endereço para correspondência:

Luciano Pavan Rossi – Rua Simeão Camargo Varela de Sá, 03. CEP 85040-080. E-mail: lucianofisioo@yahoo.com.br

INTRODUÇÃO

O alongamento muscular é frequentemente utilizado na prática fisioterapêutica para aumentar a mobilidade dos tecidos moles peri e intra-articulares e, conseqüentemente, ganhar amplitude de movimento (ADM)^(1,2).

Os tipos de alongamento utilizados no esporte e na prática clínica são: estático, balístico e facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP)^(1,3). Alguns estudos têm demonstrado a vantagem no ganho de ADM para as técnicas que utilizaram FNP⁽³⁻⁵⁾. Esta técnica é caracterizada pelo uso de contração ativa, levando a um relaxamento muscular reflexo que, quando associado com o alongamento passivo, leva ao aumento da ADM^(1,6,7).

As técnicas de alongamento de FNP são: contrair-relaxar, manter-relaxar, manter-relaxar com contração do agonista e contrair-relaxar com contração do agonista⁽²⁾. A técnica contrair-relaxar produz o fenômeno fisiológico conhecido como inibição autogênica, e baseia-se no princípio de que um aumento na tensão muscular, utilizando a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) durante 3-10 segundos, estimula os órgãos tendíneos de Golgi (OTGs) que produzem um relaxamento reflexo do músculo que foi estimulado^(2,3,8,9).

A eletromiografia (EMG) de superfície analisa a função muscular a partir da detecção dos sinais elétricos gerados na despolarização das membranas dos neurônios e da membrana das fibras musculares envolvidos na contração⁽¹⁰⁾. As aplicações da eletromiografia de superfície são inúmeras, podendo ser usadas no estudo da função e disfunção do sistema muscular, no recrutamento muscular em um determinado movimento, no estudo de técnicas que se propõem a gerar relaxamento muscular através de *biofeedback*, na avaliação da atividade muscular durante atividades funcionais como a marcha, no estudo do tempo de reação muscular e na fadiga muscular^(10,11).

A eletromiografia de superfície também é utilizada para analisar a atividade muscular durante ou após a aplicação das técnicas de FNP^(3,4,6,12,13). Embora as técnicas de alongamento por FNP serem utilizadas para reduzir reflexamente a contração muscular para ganho de ADM, poucos estudos tem provido resultados satisfatórios acerca dos embasamentos neurofisiológicos para justificar a técnica⁽⁶⁾. Alguns estudos prévios verificaram que a técnica de FNP aumentou a ADM, mas a atividade EMG manteve-se constante durante a aplicação desta⁽¹³⁾, entretanto, em outros estudos foi encontrado um aumento da atividade muscular^(3,4,6,12,14).

Destaca-se a importância desse estudo devido a técnica de alongamento muscular por inibição autogênica ser muito utilizada no dia-a-dia pelo fisioterapeuta. Dessa forma, o presente estudo tem como objetivo analisar a atividade eletromiográfica das porções lateral e longa do músculo tríceps braquial do braço dominante,

antes, imediatamente após uma contração isométrica voluntária máxima e nos períodos 30, 60 e 120 segundos após essa CIVM.

MÉTODO

Trata-se de um estudo pré-experimental caracterizado por mensurações repetidas pré e pós teste⁽¹⁵⁾.

Participaram da pesquisa 30 estudantes, sendo 10 do gênero masculino e 20 do gênero feminino, com média de idade 22±3 anos, massa corporal total 61±9 Kg, estatura 170±7 cm e índice de massa corpórea (IMC) 22±2 Kg/m². Todos os sujeitos se enquadraram nos critérios de inclusão: indivíduo jovem, saudável e que não participava de qualquer tipo de treinamento físico ou de alongamento muscular de modo regular, além de não apresentarem histórico de doença osteomioarticular, infecciosa ou neurodegenerativa.

Todos os voluntários foram informados sobre a pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE, aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade Estadual do Centro-Oeste (UNICENTRO), processo nº02790/2008 e seguiu os preceitos da resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. A pesquisa foi realizada na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Estadual do Centro-Oeste - UNICENTRO na cidade de Guarapuava-PR.

Para a coleta dos dados, os indivíduos foram orientados a ficar em decúbito ventral e posicionar o braço dominante em abdução de ombro de 90° e flexão de cotovelo de 90°. Foi realizada tricotomia, abrasão da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool 70% utilizando material individual e descartável, para reduzir a bioimpedância da pele nos locais de acoplamento dos eletrodos para aquisição do sinal eletromiográfico, como recomendado por Hermens et al.⁽¹⁶⁾.

Posteriormente, foram colocados os eletrodos no ventre muscular da porção longa e lateral do músculo tríceps braquial⁽¹⁶⁾, no ponto médio entre a zona de inervação e a junção miotendinosa conforme preconiza De Luca⁽¹¹⁾.

A primeira coleta eletromiográfica foi realizada com o músculo em repouso (PRE). Em seguida, o indivíduo foi orientado a fazer uma CIVM do músculo tríceps braquial utilizando um aparato de coleta composto por uma corrente fixada a uma barra de ferro e uma manopla, conforme a Figura 1. Logo em seguida, foram realizadas quatro coletas; uma imediatamente após (POS) a CIVM e as outras nos tempos 30 (POS 30), 60 (POS 60) e 120 (POS 120) segundos após as CIVM. O tempo de CIVM foi de dez segundos, como proposto por Feland e Marin⁽⁹⁾. O tempo de cada coleta foi de 10 segundos.

Todos os procedimentos de captura e análise dos sinais eletromiográficos realizados neste trabalho, são recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK)⁽¹⁷⁾.

Para a aquisição dos sinais foi utilizado um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System Brasil LTDA), sendo o sinal passado por um filtro passa banda de 20-500Hz, amplificado em 2.000x e com uma relação de rejeição do modo comum $> 120\text{dB}$. Todos os dados foram processados com auxílio de um *software* para aquisição e análise do sinal (WinDaqXL), convertido por placa A/D de 12 bits com frequência de amostragem de 2 KHz para cada canal e com uma variação de entrada de 5 mV. Foram utilizados eletrodos bipolares do tipo ativo com distância de 20 mm entre eles⁽¹¹⁾, sendo os dados posteriormente analisados através do programa de processamento de sinais, *Matlab 7.0* (MatWorks), utilizando o cálculo da *root mean square* (RMS).

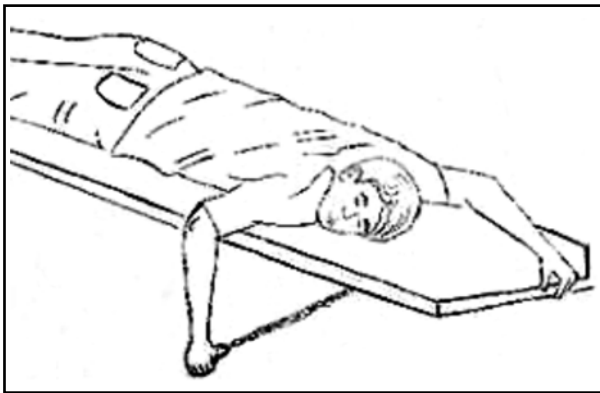


Figura 1. Dispositivo para a coleta de dados.
Fonte: arquivo pessoal do autor

A normalização dos dados foi efetuada como proposto por Soderberg e Knutson⁽¹⁸⁾ e por Ocarino et al.⁽¹⁰⁾, tomando-se a RMS da média EMG no momento PRE como valor de referência e calculando-se a porcentagem correspondente a este valor da RMS das medidas POS. A normalização dos dados EMG viabiliza a comparação da atividade EMG de um mesmo músculo e de músculos diferentes em vários momentos^(10,18).

Foi aplicado o teste Shapiro-Wilk com nível de significância de $p \leq 0.05$ para verificação da normalidade dos dados. Como os dados não apresentaram distribuição normal, foram aplicados os testes não paramétricos Kuskal-Wallis, para verificação da igualdade ou não dos dados EMG normalizados nas medidas PRE, POS, POS30, POS60 e POS120 para cada músculo, e o teste de Wilcoxon para verificação da igualdade ou não dos dados eletromiográficos normalizados entre as duas porções do tríceps braquial. Ambos os testes com nível de significância de $p \leq 0.05$.

Os resultados foram apresentados como média \pm erro padrão (EP) da variável EMG normalizado. Para realização da análise estatística foram utilizados os programas Origin 7.0 (Massachusetts, USA) e SPSS13.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL).

RESULTADOS

A análise da atividade EMG normalizada da porção lateral do músculo tríceps braquial demonstrou diminuição nas medidas POS, POS30, POS60 e POS120 em relação à medida PRE ($p \leq 0.05$) conforme Figura 2.

A porção longa do tríceps braquial não demonstrou diminuição significativa da atividade EMG normalizada nos momentos de coleta estudados ($p \geq 0.05$), como pode ser observado na Figura 3.

A Figura 4 demonstra a diferença na atividade EMG normalizada entre as duas porções (lateral e longa) do músculo tríceps braquial nos momentos POS, POS30, POS60 e POS120, indicando diferença no comportamento neuromuscular destas porções ao procedimento experimental aplicado.

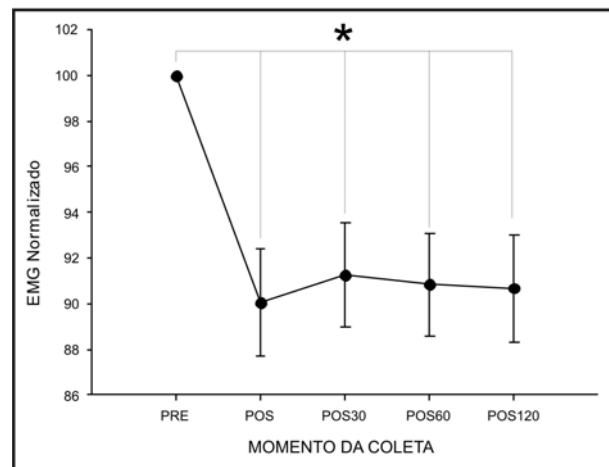


Figura 2. EMG normalizado (Média \pm EP) da porção lateral do músculo tríceps braquial nos momentos PRE (padrão), POS, POS30, POS60 E POS120. (*) Diferença significativa entre a medida PRE e as demais medidas ($p \leq 0.05$).

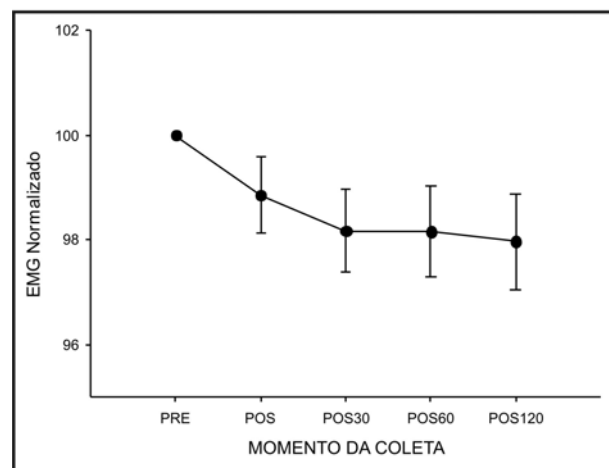


Figura 3. EMG normalizado (Média \pm EP) da porção longa do músculo tríceps braquial nos momentos PRE (padrão), POS, POS30, POS60 E POS120.

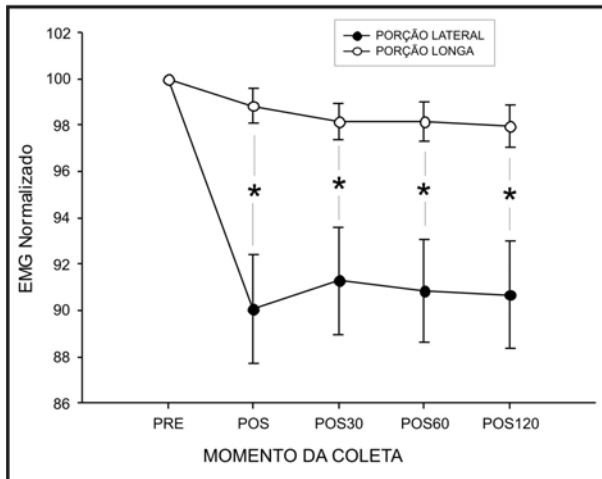


Figura 4. EMG normalizado (Média±EP) das porções lateral e longa do músculo tríceps braquial nos momentos PRE (padrão), POS, POS30, POS60 E POS120. (*) Diferença significativa nas medidas POS, POS30, POS60 e POS120 entre as porções do tríceps braquial ($p \leq 0.05$).

DISCUSSÃO

Em 1900 Sherrington postulou os princípios neurofisiológicos básicos da inibição e facilitação muscular através das técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva – FNP⁽⁶⁾.

A CIVM pode ser utilizada no método de FNP. As inibições que ocorrem no sistema neuromuscular são baseadas na redução da atividade neuronal e de potencial sináptico alterado, diminuindo a capacidade do músculo contrair, permanecendo-o relaxado à medida que é alongado⁽²⁾, acredita-se que este seja o motivo pelo qual houve redução da atividade EMG da porção lateral do músculo tríceps braquial em todas as coletas após a CIVM.

Os princípios e as técnicas de FNP são baseados nos mecanismos neurofisiológicos que envolvem reflexo de estiramento, o qual engloba dois tipos de mecanorreceptores: o fuso muscular e OTG. Estes dois receptores são sensíveis às alterações do comprimento do músculo e os OTGs também são afetados por tensão muscular⁽⁸⁾.

Existem várias hipóteses para explicar uma diminuição da atividade EMG após uma CIVM. O OTG é inervado pelo axônio aferente (af) Ib. Ao entrar na cápsula ele perde sua mielinização e ramifica-se em terminações delgadas que se entrelaçam com feixes de colágeno. Quando o OTG é estirado, causa também o estiramento dos feixes de colágeno resultando na compressão das terminações sensoriais, ativando-as. Estiramentos muito pequenos do OTG podem deformar as terminações nervosas, fazendo as fibras Ib dispararem sempre que há tensão no músculo, seja por uma contração ou por um alongamento⁽¹⁹⁾.

Desta forma, a CIVM de um músculo específico ocasiona um aumento da tensão, a qual ativa os OTGs e interneurônios inibitórios da medula e consequentemente, o relaxamento das fibras musculares intra e ex-

trafusais levando a um relaxamento reflexo deste mesmo músculo^(7,8,20,21). A terminação af Ib influencia o músculo homônimo através de um interneurônio (IN) inibitório Ib que inibe o neurônio motor que está gerando a força. Esse processo é denominado inibição autogênica que produz um mecanismo de retroalimentação negativa impedindo o desenvolvimento de tensão demasiada no músculo⁽¹⁹⁾. Isto pode explicar a atividade diminuída do músculo tríceps braquial após uma CIVM.

Magnusson et al.⁽¹³⁾ avaliaram a atividade EMG e torque passivo dos músculos isquiotibiais após alongamento estático e a técnica contrai-relaxa em dez homens. O tempo total de alongamento para as duas técnicas foi de 90 segundos, sendo 10 seg em uma posição inicial e mais 80 seg na posição final de alongamento. O tempo de contração isométrica do músculo isquiotibial foi de 10 segundos. Constatou-se que as duas variáveis analisadas não foram alteradas, sugerindo que o comportamento eletromiográfico e viscoelástico muscular não sofreu influência nas duas técnicas utilizadas.

Entretanto, Moore e Hutton⁽³⁾, avaliaram o relaxamento muscular do reto femoral e semitendíneo após três repetições das técnicas de alongamento contrai-relaxa com contração do agonista, somente contrai-relaxa e alongamento estático. O tempo de contração foi de 5 segundos para as técnicas contrair-relaxar com contração do agonista e contrair-relaxar e 9 segundos de alongamento para as três técnicas descritas. Foi observado um aumento significativo da atividade eletromiográfica e da flexibilidade muscular somente após a técnica contrair-relaxar com contração do agonista, postulando que o aumento da atividade eletromiográfica não influenciou no aumento da flexibilidade muscular.

Em um estudo semelhante, foi analisado os efeitos das técnicas de alongamento estático, contrair-relaxar e contrair-relaxar com contração do agonista na amplitude de movimento do joelho e na atividade EMG dos músculos isquiotibiais e gastrocnêmios em adultos mais velhos (indivíduos entre 55-75 anos) por apresentarem alterações fisiológicas com o envelhecimento. Concluiu-se que somente a técnica de contrair-relaxar com contração do agonista aumentou a atividade EMG e a amplitude de movimento do joelho significativamente, quando comparado às técnicas contrair-relaxar e alongamento estático. Evidenciando que a técnica de FNP através de contrair-relaxar com contração do agonista aumenta a atividade muscular e a ADM de forma efetiva⁽⁴⁾. Cabe ressaltar que a atividade eletromiográfica desse estudo foi coletada durante a técnica de alongamento, já no presente estudo não foi realizado o alongamento, sendo coletado apenas a atividade EMG após a CIVM.

A pesquisa de Olivo e Magee⁽⁶⁾ comparou em 30 indivíduos a eficácia das técnicas AC e contrair-relaxar nos músculos mastigatórios masseter e temporal anterior. Em ambas as técnicas ocorreu aumento da atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios após sua aplicação, porém sem diferença significativa entre as duas

técnicas. Acredita-se que este aumento da atividade EMG seja pela ausência de OTGs nos músculos mastigatórios, não ocorrendo a inibição autogênica, porém ainda não há estudos em humanos comprovando esta ausência. O tamanho do músculo pode influenciar no número de fusos, os quais levam à inibição recíproca. No estudo de Olivo e Magee⁽⁶⁾ esta inibição não foi evidenciada pela pouca quantidade de fusos existentes na região da mandíbula, pois quanto maior o tamanho do músculo, maior o número de fusos. O presente estudo foi realizado com o músculo tríceps braquial, podendo ter ocasionado resultados diferentes.

Condon e Hutton⁽¹²⁾ estudaram a atividade EMG dos músculos sóleo e ADM em dorsiflexão comparando as técnicas de alongamento estático, manter-relaxar, e manter-relaxar com contração do agonista. Concluíram que as técnicas de alongamento estático e manter-relaxar tiveram uma menor atividade EMG do que as técnicas e manter-relaxar com contração do agonista. Possivelmente este aumento da atividade EMG nas técnicas AC e manter-relaxar com contração do agonista ocorreu em resposta à dor ou uma proteção à tensão excessiva.

Nos resultados houve diferença entre as porções longa e lateral do músculo tríceps braquial, acredita-se que isso tenha ocorrido devido o posicionamento em que foi realizado o procedimento experimental. Enquanto a porção lateral do músculo tríceps braquial é uniarticular, a porção longa é biarticular⁽²²⁾.

A ativação dos OTG parece estar relacionada à quantidade de tensão gerada pelo músculo⁽¹⁹⁾. Desta forma, a inibição da porção lateral do músculo tríceps braquial pode representar um mecanismo de inibição seletivo, já que no posicionamento adotado para o procedimento experimental a porção longa apresentava menor vantagem mecânica e com isto produziria menos força sendo, portanto, menos inibida.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostram uma redução da atividade muscular da porção lateral do músculo tríceps braquial após uma contração isométrica voluntária máxima, o que parece estar relacionada à inibição autogênica mediada pelos órgãos tendíneos de Golgi. Os resultados ainda apontam para um possível mecanismo seletivo de inibição, o qual estaria relacionado à força gerada por diferentes porções de um mesmo músculo. Tendo em vista que a relação comprimento tensão influencia na capacidade de gerar força muscular, os aspectos da biomecânica articular devem ser levados em consideração em estudos posteriores e na aplicação práticas de técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva.

Através desse estudo pode-se aprofundar o conhecimento do comportamento eletromiográfico durante o ganho de flexibilidade e ADM, principalmente em relação à técnica de FNP – inibição autogênica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gama ZAS, Medeiros CAS, Dantas AVR, Souza TO. Influência da frequência de alongamento utilizando facilitação neuromuscular proprioceptiva na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esp.* 2007; 13: 33-8.
2. Marek SM, Cramer JT, Fincher AL, Massey LL, Dangelmaier SM, Purkayastha S, Fitz KA, Culbertson JY. Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *J Athl Train.* 2005; 40 (2): 94-103.
3. Moore MA, Hutton RS. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med Sci Sports Exerc.* 1980; 12: 322-9.
4. Ferber R, Osterning LR, Gravelle DC. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12: 391-7.
5. Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Arch Phys Med Rehabil.* 1982; 63: 261-3.
6. Olivo SA, Magee DJ. Electromyographic assessment of the activity of the mastigatory using the agonist contract-antagonist relax technique (AC) and contract-relax technique (CR). *Man Ther.* 2006; 11: 136-45.
7. Spernoga SG, Uhl TL, Arnold BL, Gansneder BM. Duration of maintained hamstring flexibility after a one-time, modified hold-relax stretching protocol. *J Athl Train.* 2001; 36: 44-8.
8. Avela J, Kyröläinen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol.* 1999; 86: 1283-1291.
9. Feland JB, Marin HN. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Br J Sports Med.* 2004; 38;18.
10. Ocarino JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Brício RS, Fonseca ST. Eletromiografia: Interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Rev Fisiot Brasil* 2005; 6 (4): 305-310.
11. De Luca CJ. Use of the surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biom.* 1997; 13:135-63.
12. Condon SM, Hutton RS. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy* 1987; 67: 24-30.

13. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, McHugh MP, Kjaer M. Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Arch Phys Med Rehab.* 1996; 77 (4): 373-8.
14. Osternig LR, Robertson RN, Troxel RK, Hansen P. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Med Sci Sports Exerc.* 1990; 22: 106-11.
15. Weijer VC, Shamus EC, Gorniak GC. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003; 33(12): 727-733.
16. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5): 361-74.
17. Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics, *Physical Therapy* 1984; 64:1813-20.
18. Soderberg GL; Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy* 2000; 80: 485-98.
19. Mileusnic MP, Loeb GE. Mathematical Models of Proprioceptors. II. Structure and Function of the Golgi Tendon Organ. *J Neurophysiol.* 2006; 96: 1789-1802.
20. Grandi L. Comparação de duas "doses ideais" de alongamento. *Acta Fisiátrica* 1998; 5: 154-8.
21. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol.* 2000; 89: 2249-57.
22. Madsen M, Marx RG, Millett PJ, Rodeo SA, Sperling JW, Warren RF. Surgical Anatomy of the Triceps Brachii Tendon: Anatomical Study and Clinical Correlation. *Am J Sports Med.* 2006; 34: 1839-1843.

Avaliação eletromiográfica do teste de extensão do quadril na posição de decúbito ventral em indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral.

Electromyographic assessment of prone hip extension test in individuals with and without patello-femoral dysfunction.

Illanna Piovaneli Machado⁽¹⁾, Claudinei Chamorro Pelegrina Júnior⁽²⁾, Fábio Norte de Jesus⁽³⁾, Denise Maciel Ferreira⁽⁴⁾, Teodiano Freire Bastos Filho⁽⁵⁾, Francisco Rodrigues Brioschi⁽⁶⁾.

Faculdade Estácio de Sá de Vitória - Curso de Fisioterapia (2008), Vitória - ES

Resumo

Introdução: A disfunção patelo-femoral é um nome genérico para diversas patologias e disfunções que possuem sinais e sintomas clínicos e funcionais semelhantes, como o mal posicionamento da patela. Como esta disfunção pode afetar a marcha, por ocasionar alterações na biomecânica do membro inferior, o teste de extensão do quadril em decúbito ventral pode ser utilizado para detectar esta provável alteração. **Objetivo:** Assim, o objetivo deste trabalho é averiguar, através da eletromiografia, a ordem de ativação dos músculos envolvidos no teste que simula a marcha em pacientes que apresentam disfunção patelo-femoral e em indivíduos saudáveis. **Método:** Para a avaliação funcional subjetiva e sintomatologia dolorosa foi utilizado o questionário de Lysholm, pois possibilitará a confirmação e classificação funcional dos indivíduos portadores de disfunção patelo-femoral. Foi utilizado um equipamento de aquisição de dados de 16 canais da marca EMG System do Brasil. Para a avaliação eletromiográfica foi utilizada as recomendações da SENIAM. Este trabalho mensura o tempo de ativação muscular e para isto foi utilizado o sensor footswitch que indica o momento em que os indivíduos iniciaram o movimento. A coleta foi feita com 14 indivíduos saudáveis e 4 com disfunção patelo-femoral. **Resultados:** A ordem como ocorreu a ativação muscular em ambos os grupos foi a mesma: 1º bíceps femoral, 2º glúteo máximo e 3º eretor espinhal contralateral. **Conclusões:** Este estudo demonstra que a ordem de ativação muscular dos indivíduos saudáveis encontra-se diferente da literatura pertinente e que não há diferença entre os indivíduos saudáveis e os com disfunção patelo-femoral. Há, porém, uma diferença no tempo em que os músculos entraram em ação: nos indivíduos com disfunção eles entraram primeiro do que no grupo controle.

Palavras-chave: eletromiografia, condromalácia patelar.

Abstract

Introduction: Patello-femoral dysfunction is a generic name for several diseases and disorders that have similar clinical and functional signs and symptoms like malposition of the patella. As this dysfunction can affect gait by causing changes in the biomechanics of lower limb the prone hip extension test can be used to detect this probable alteration. **Objective:** The objective of this paper is to investigate through electromyography the activation order of muscles involved on the test that simulates the gait in individuals with and without patello-femoral dysfunction. **Method:** For the subjective functional evaluation and painful symptomatology the Lysholm's questionnaire was used so that will make possible the confirmation and functional classification of the individuals with patello-femoral dysfunction. It was used a data acquisition equipment of 16 channels by EMG System do Brasil. For the electromyographic assessment Seniam's recommendations were used. This paper measures the time of muscular activation and for that was used the footswitch sensor that indicates the moment when the individuals started the movement. The collection was made with 14 healthy individuals and 4 with patello-femoral dysfunction. **Results:** The order that the muscle activation occurred was the same in both groups: 1st biceps femoris, 2nd gluteus maximus and 3rd contralateral spinal erector. **Conclusion:** This study demonstrates that the order of muscular activation of healthy individuals is different of literature and that is no difference between healthy individuals and those with patello-femoral dysfunction. However, there is a difference in the time when the muscles entered in action: the muscle group of the individuals with dysfunction had entered first than control group.

Key words: electromyography, chondromalacia patella.

Artigo recebido em 01 de dezembro de 2010 e aceito em 10 março de 2011.

1. Fisioterapeuta, Centro Funcional Sport & Health, Vitória, Espírito Santo, Brasil.
2. Fisioterapeuta, especialista em fisioterapia traumato-ortopédica com ênfase em terapia manual, Mestre em engenharia biomédica-bioengenharia, Professor do curso de fisioterapia e educação física da Faculdade Estácio de Sá de Vitória, Coordenador do Laboratório de Biomecânica da Faculdade Estácio de Sá de Vitória, Vitória, Espírito Santo, Brasil.
3. Graduando em educação física, Faculdade Estácio de Sá, Vitória, Espírito Santo, Brasil
4. Mestre em engenharia biomédica-bioengenharia, Coordenadora do curso de fisioterapia da Faculdade Estácio de Sá de Vitória, Vitória, Espírito Santo, Brasil.
5. Professor Doutor em engenharia elétrica e eletrônica, Pós-Doutor em engenharia elétrica, Vitória, Espírito Santo, Brasil.
6. Fisioterapeuta, Centro Funcional Sport & Health, Vitória, Espírito Santo, Brasil.

Endereço para correspondência:

Claudinei Chamorro Pelegrina Júnior: Rua Santa Rita de Cássia, n. 415, Bairro de Lourdes, Vitória - ES. CEP: 29042-753. Tel: 27-3322-7707
Cel: 27-8115-9981. E-mail: professor.claudinei@gmail.com

INTRODUÇÃO

A disfunção patelo-femoral é um nome genérico para diversas patologias e disfunções que possuem sinais e sintomas clínicos e funcionais semelhantes, dentre eles o mau posicionamento da patela e dor na região anterior do joelho, que geram grande limitação funcional e são decisivos para se categorizar um paciente como portador dessa disfunção^(1,2, 4, 12, 15, 16,18).

A causa é considerada multifatorial, podendo ser por instabilidade, trauma direto, geralmente unilateral, variações anatômicas na patela, inibição do músculo vasto medial oblíquo (VMO), pressão lateral excessiva, aumento do ângulo Q do quadríceps, genu varo, genu valgo ou recurvado grave^(1,2,3,4,5,6,12,13,14, 17,18).

Estudos demonstram que até 25% da população, de maneira geral, sofrerá de dor anterior no joelho em alguma fase de sua vida^(2, 4, 8, 9,15).

Os estágios da disfunção patelo-femoral são: (1) edema e amolecimento da cartilagem, (2) fissura da porção amolecida da cartilagem e (3) deformação superficial. Os estágios podem ser assintomáticos ou transitoriamente sintomáticos⁽²⁾.

O diagnóstico da disfunção patelo-femoral é feito de maneira clínica através de testes específicos como o Teste de Clark, Teste de McConnell ou o Teste de Posicionamento Patelar, além de exames de imagenologia onde é mensurada a posição da patela, que deve estar anormal e correlacionada com os sinais e sintomas do paciente⁽¹⁶⁾.

Holmes Jr. e Clancy Jr. (1998)⁽²²⁾, através de revisão bibliográfica, apresentaram uma Classificação para as Disfunções Patelo-Femorais que foi desenvolvida visando facilitar o diagnóstico e possível tratamento que seja mais adequado individualmente.

Como esta disfunção pode afetar a marcha, devido a ocasionar alterações na biomecânica do membro inferior, o teste de extensão do quadril em decúbito ventral pode ser utilizado para detectar provável alteração na marcha. Assim, o foco deste trabalho é averiguar, através da eletromiografia, a ordem de ativação (Onset) dos músculos envolvidos no teste de extensão do quadril que simula a marcha em pacientes que apresentem disfunção patelo-femoral e em indivíduos saudáveis⁽³⁰⁾. O teste de extensão de quadril em decúbito ventral juntamente com a eletromiografia (EMG) será utilizado para detectar a ordem de ativação dos músculos glúteos máximo, bíceps femoral e paravertebrais lombares contralaterais em indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral.

A ativação muscular é medida a partir do instante que o sinal eletromiográfico ultrapassa 10% da amplitude máxima retificada. Portanto, o onset (ativação muscular) e o offset (inativação muscular)^(27,31,32,33).

Para determinar o onset e o offset eletromiográfico, algoritmos matemáticos são necessários, como a Transformada Rápida de Fourier (TRF), que mede a frequência média da amplitude espectral máxima^(27,31,32,33).

O onset é calculado através da seguinte fórmula:^(27,31,32,33).

Teste de extensão do quadril

O teste de extensão do quadril em decúbito ventral pode ser utilizado para detectar provável alteração na marcha. De acordo com as pesquisas pertinentes, a ordem de ativação muscular durante o teste se encontra da seguinte maneira: glúteo máximo, bíceps femoral e eretores espinhais contra laterais. Este teste simula a subfase da marcha (toque do calcanhar no solo) e é realizado com o indivíduo em decúbito ventral, executando uma extensão do quadril^(24,25,26,30).

MÉTODO

Amostra

Para este trabalho científico foram selecionados 4 (quatro) indivíduos portadores de disfunções patelo-femorais (grupo experimental) e 14 (quatorze) indivíduos saudáveis (grupo controle). Os indivíduos selecionados para esta pesquisa precisam estar coerentes com os critérios de inclusão e exclusão, baseados em Cowan et al., 2002^(20,21)

Critérios de Inclusão:

Dor anterior ou retropatelar no joelho que aconteça em pelo menos duas (2) das seguintes atividades: sentado prolongadamente, subir e descer escadas, agachar, correr, ajoelhar e/ou pular;

Dor na palpação patelar;

Dor ao descer degraus de 25 cm ou durante agachamento bilateral dos membros inferiores;

Sintomas por no mínimo um mês;

Média de dor em nível de 3 cm ou mais na escala visual analógica subjetiva de 10 cm;

Sintomatologia insidiosa sem relação com incidente traumático;

Todos os participantes devem ter 40 (quarenta) anos ou menos para reduzir a possibilidade de mudanças ósteo-articulares na articulação patelo-femoral;

Critérios de Exclusão:

Sinais ou sintomas de outra patologia, incluindo patologia coexistente;

História recente (três meses) de cirurgia no joelho, evidência clínica de lesão meniscal, tração da apófise ao redor do complexo patelo-femoral e dor referida na coluna vertebral;

Mulheres gestantes ou com possibilidade de gravidez.

Trauma recentes.

O questionário de Lysholm utilizado é específico para confirmar alterações no joelho. Quanto menor for

a somatória dos valores, maior será o comprometimento deste⁽²²⁾.

INSTRUMENTAÇÃO

Foi utilizado equipamento de aquisição e processamento de dados biológicos da marca EMG System do Brasil de 16 canais com eletrodos bipolares de superfície modelo "DOUBLE" marca Hall®, com diâmetro de 11mm e superfície de detecção de 2mm. A calibração do equipamento variará de 200 a 500 mV de divisão e a velocidade de deslocamento do feixe for de 200 ms/divisão. Os filtros serão fixados numa amplitude de 10 Hz para baixa frequência e de 10 KHz para alta frequência.

A pele deve ser adequadamente preparada para o posicionamento correto dos eletrodos. Neste estudo foram utilizadas as recomendações feitas pela ISEK – *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*⁽³⁹⁾ e por Delagi⁽²⁸⁾ para a colocação dos eletrodos.

Foram utilizados eletrodos modelo "DOUBLE" de superfície da marca Hall®, de uso único e auto-adesivos, tipo bipolar diferencial, ligados a interface ativa EMG System do Brasil.

Os eletrodos foram posicionados nos músculos glúteos máximo, cabeça longa do bíceps femoral e eretor espinhal de acordo com SENIAM, mostrado na figura (1)⁽³⁹⁾.

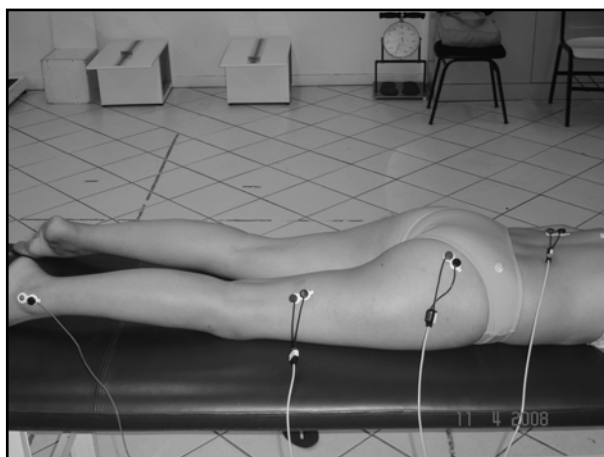


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos tanto de coleta quanto de referência para o experimento.

Sensor Footswitch

Este sensor é maleável, de forma que quando deformado, envia sinais permitindo saber o início do movimento. Neste trabalho foi analisado o início do movimento de extensão do quadril. Este sensor (figura 2) foi pressionado pelo pesquisador, quando o mesmo deu o comando.



Figura 2. Sensor tipo Footswitch EMG System do Brasil Ltda®.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O paciente é posicionado em decúbito ventral, posteriormente é realizada a colocação dos eletrodos nos músculos já glúteo máximo, cabeça longa do bíceps femoral e eretor espinhal contralateral.

A ativação muscular é medida a partir do instante que o sinal eletromiográfico ultrapassa 10% da amplitude máxima retificada. Portanto, o onset (ativação muscular) e o offset (inativação muscular)^(27,31,32,33).

Para determinar o onset e o offset eletromiográfico, algoritmos matemáticos são necessários, como a Transformada Rápida de Fourier (TRF), que mede a frequência média da amplitude espectral máxima^(27,31,32,33).

O onset é calculado através da seguinte fórmula:^(27,31,32,33).

Teste de extensão do quadril

O teste de extensão do quadril em decúbito ventral pode ser utilizado para detectar provável alteração na marcha. De acordo com as pesquisas pertinentes, a ordem de ativação muscular durante o teste se encontra da seguinte maneira: glúteo máximo, bíceps femoral e eretores espinhais contra laterais. Este teste simula a subfase da marcha (toque do calcanhar no solo) e é realizado com o indivíduo em decúbito ventral, executando uma extensão do quadril^(24,25,26,30).

Processamento do sinal eletromiográfico e análise estatística

A coleta dos dados foi feita pelo programa Windaq 32. Para análise estatística dos dados foi utilizado os seguintes testes:

ANOVA de medidas repetidas – utilizada para avaliar medias antropométricas e o questionário de Lysholm. Nestes dados o ponto de corte foi de 0,05 ($p \leq 0,05$).

Análise Multivariada (HOTELLING) – utilizada para verificar possíveis diferenças eletromiográficas entre os

Tabela 1. Número de componentes, média de massa corporal, estatura e IMC dos grupos.

Grupos	Número Componentes	Massa Corporal Kg	Estatura M	IMC
Controle	14	74.1	1.71	20.80
Experimental	4	66.5	1.70	19.55

grupos e músculos. Nestes dados o ponto de corte foi de 0,05 ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Os grupos apresentam homogeneidade em relação aos aspectos antropométricos (Tabela 1), de acordo com o Teste ANOVA de fator único, mostrando que o $p = 0,6310$, assumindo que para este trabalho o ponto de corte relevante é de $p \leq 0.05$. Com estes resultados, é demonstrado que não existem diferenças significativas entre os grupos estudados.

Foi utilizado o Teste ANOVA de fator único para avaliar a parte estatística, onde $p=0,001$, mostrando que houve diferenças significativas para o grupo controle e experimental. A média e desvio padrão dos dados obtidos através da aplicação do Questionário de Lysholm estão expressos na tabela (2).⁽¹⁹⁾

Tabela 2. Média e desvio-padrão das pontuações do questionário subjetivo do grupo controle e experimental (Questionário de Lysholm).

Grupos	Média	Desvio Padrão
Controle	100,0	0,0
Experimental	57,3	4,6

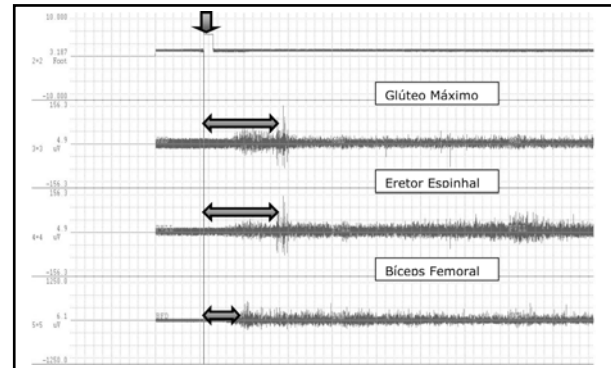
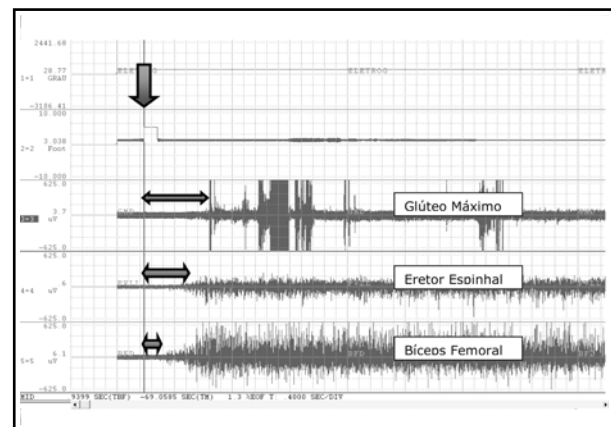
As atividades eletromiográficas dos músculos analisados dos indivíduos com disfunção patelo-femoral (Figura 3) e sadio (Figura 4), foram analisadas através do onset.

A Tabela (3) mostra como foi a ordem de ativação dos indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral. A média e desvio padrão dos dados estão expressos na tabela 3 em relação ao tempo em segundos.

Para avaliar a estatística do tempo e ordem de ativação muscular, foi utilizado Análise Multivariada (HOTELLING), onde foi encontrado $p=0,7045$, não havendo significância estatística.

DISCUSSÃO

Diversas pesquisas afirmam que a ordem de ativação muscular em indivíduos sadios durante o teste de extensão do quadril, teste este que simula a fase de apoio, ocorre da seguinte maneira: primeiro entra o músculo glúteo máximo, seguido pelo músculo bíceps femoral e por último o músculo eretor espinhal contralateral^(9,24,25,30). Porém, nenhuma destas pesquisas verifica esta relação com indivíduos portadores de disfunção patelo-femoral como foi verificado neste traba-

**Figura 3.** Onset do indivíduo com disfunção patelo-femoral.**Figura 4.** Onset do indivíduo sadio.**Tabela 3.** Ordem como ocorreu a ativação muscular.

Grupos	1°	2°	3°
Controle	Bíceps Femoral	Glúteo Máximo	Ereter Espinhal
Experimental	Bíceps Femoral	Glúteo Máximo	Ereter Espinhal

Tabela 4. Média e desvio Padrão.

Grupos	1°	2°	3°
Controle	0,537 + 0,4	0,888 + 0,6	1,421 + 1,6
Experimental	0,605 + 0,3	0,801 + 0,6	0,671 + 0,7

lho. Já Lamounier, 2006⁽¹⁰⁾ afirma que a ordem de ativação muscular é a mesma em indivíduos com e sem dor lombar, durante o teste de extensão do quadril realizado em três modalidades: uma com extensão do joelho, flexão do joelho, e extensão e rotação interna do quadril, iniciando-se pelo músculo bíceps femoral, múscu-

lo eretores espinhais e por último músculo glúteo máximo⁽¹⁰⁾. Migliorini, et al, 2006⁽¹¹⁾ afirmam também que a ordem de ativação muscular durante a extensão do quadril é iniciada pelo músculo bíceps femoral, seguido pelo músculo eretor espinal e por último o músculo glúteo máximo.

Foi observado neste trabalho que a ordem de ativação muscular dos indivíduos sadios encontra-se diferente da literatura pertinente.

Já com relação aos indivíduos com disfunção patelo-femoral não há na literatura o relacionamento com o teste de extensão de quadril. Há estudos, porém, que relacionam a ordem de ativação muscular dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral durante a marcha. Estudos de Cowan, et al, 2001⁽²⁰⁾; Santos, et al, 2007⁽²³⁾, relatam que nos indivíduos sadios o músculo que entra em ativação primeiro é o vasto medial oblíquo, depois o vasto lateral. Em indivíduos com disfunção patelo-femoral, o primeiro músculo a ser ativado foi o vasto lateral e depois o vasto medial oblíquo.

Neste trabalho também não houve diferenças entre a ordem de ativação muscular dos indivíduos sadios e com disfunção patelo-femoral. Nos dois grupos a ordem de ativação permaneceu a seguinte: músculo bíceps femoral, músculo glúteo máximo e músculo eretores espinhais contra laterais. Porém houve uma diferença no tempo de ativação muscular: no grupo experimental a ativação muscular ocorreu antes do grupo controle.

De acordo com Peccin; Ciconelli, Cohen, 2006⁽¹⁹⁾ na validação do questionário específico para sintomas do joelho para a língua portuguesa, no resultado para indivíduos com condromalácia a média é de 74,6 mantendo-se na classificação como "regular", semelhante a pontuação dos indivíduos desse trabalho com a média de 74,8. Acredita-se que essa semelhança pode ser devido ao fator dos indivíduos com disfunção patelo femoral estarem em seu quadro crônico.

CONCLUSÃO

Os resultados demonstraram que ocorreu diferença na ordem de ativação muscular dos indivíduos controle de acordo com a literatura pertinente. Não há diferença na ordem de ativação muscular entre os indivíduos sadios e os indivíduos com disfunção patelo-femoral, porém os músculos dos indivíduos sadios entraram em atividade antes dos indivíduos sadios.

Talvez esse teste não seja adequado para ser realizado em indivíduos com disfunção patelo-femoral, ou há diferença no padrão biomecânico da população.

Acreditamos que novos estudos sejam necessários para investigar o início da atividade elétrica do grupo muscular que envolve o teste de extensão do quadril em indivíduos com e sem disfunção patelo-femoral, aumentando o número de participantes e talvez seja necessário que se faça a subdivisão específica de cada patologia enquadrada na classificação de disfunção patelo-femoral.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CAILLIET, R. Dor no joelho. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 1991. p.141-171.
2. CORRIGAN, B; MAITLAND, G. D. Ortopedia e Traumatologia. 1ed. São Paulo: Premier Editorial, 2000. p.168-175.
3. RIBEIRO, D. C. et al. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. Acta Ortopédica Brasileira. 2005, v. 13, n. 4, p.189-193;
4. FREIRE, M. F. O. et al. Condromalácia de patela: comparação entre os achados em aparelhos de RM de alto e baixo campo magnético. Radiologia Brasileira. maio/jun. 2006, v.39, n.3, p.167-174.
5. LLOPIS, E ; PADRON, M. Anterior knee pain. European Journal of Radiology. 2007, p.27-43;
6. ANDERSON, G ; HERRINGTON, L. A comparison of eccentric isokinetic torque production and velocity of knee flexion angle during step down in patellofemoral pain syndrome patients and unaffected subjects. Clinical Biomechanics. 2003, p.500-504;
7. BEVILAQUA GROSSI, D. et al. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. Jun, 2005, v. 11, n. 3, p.159-163.
8. BEVILAQUA GROSSI, D., PEDRO, V. M.; BERZIN, F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. Acta Ortopédica Brasileira, abr./jun. 2004, v.12, n.2, p.99-104.
9. GUIMARÃES, C. Q.; et al. Palpação e análise de movimento/eletromiografia na determinação da ativação do músculo glúteo máximo na extensão do quadril. In: I CIRNE- CONGRESSO DE REABILITAÇÃO NEUROMUSCULOESQUELÉTICA E DESPORTIVA, 1, 2006, Rio de Janeiro.
10. LAMOUNIER, A. C. et al. Padrão de ativação muscular dos extensores de quadril durante quatro modalidades de exercícios. In: I CIRNE- CONGRESSO DE REABILITAÇÃO NEUROMUSCULOESQUELÉTICA E DESPORTIVA, 1, 2006, Rio de Janeiro.

11. MIGLIORINI, E. M. et al. Padrão de recrutamento muscular durante a extensão do quadril em decúbito ventral em pacientes com dor lombar crônica. In: I CIRNE- CONGRESSO DE REABILITAÇÃO NEUROMUSCULOESQUELÉTICA E DESPORTIVA, 1, 2006, Rio de Janeiro.
12. FERH, G. L. et al. Efetividade dos exercícios em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor femoropatelar. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. Abr 2006, v. 12, n.2, p.66-70.
13. CORRÊA, J. C. F.; CORRÊA, F. I.; NEGRÃO FILHO, R. F., Avaliação do reflexo patelar através da EMG de superfície em indivíduos saudáveis e com instabilidade patelofemoral. *Fisioterapia Brasil*. 2002, v. 3, n. 2, p.85-89
14. SOUZA, A. C. et al., Síndrome da dor femoropatelar – eletromiografia, isocinética e ressonância magnética. *Fisioterapia Brasil*. 2004, v. 5, n. 6, p.490-495
15. FEHR, G. L. et al. Efeito do exercício em cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor femoropatelar. *Fisioterapia Brasil*, 2006, v. 6, n. 6, p.462-466.
16. CALLEGARI, B. et al. Avaliação do ângulo de congruência da patela em pacientes com diagnóstico de condromalácia. *Fisioterapia Brasil*. 2006, v. 6, n. 5, p.365-367
17. GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identidade da fadiga muscular. In: CONGRESSO CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA DOS PAÍSES DE LÍNGUA PORTUGUESA, 11, 2006, São Paulo. Ver. Brás.Educação Física Esp. São Paulo: set.2006. v.20, p. 91-93
18. PULZATTO, F. et al. A influência da altura do step no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos sadios e portadores da síndrome da dor femoropatelar. *Acta Ortopédica Brasileira*. 2005, v. 13, n. 4, p.168-170
19. PECCIN, M.S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. Questionário específico para sintomas do joelho "Lysholm Knee Scoring Scale"- tradução e validação para a língua portuguesa. *Acta Ortopédica Brasileira*. 2006, v. 14, n. 5, p.168-170.
20. COWAN, S.M.; et al. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 34, n. 12, p.1879-1885, 2002
21. MAGEE, D. J. Avaliação Musculoesquelética. 4.ed Manole: São Paulo, 2005, p. 1036.
22. HOLMES JR.; S.W.; CLANCY JR., W.G. Clinical classification of patellofemoral pain and dysfunction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 28, n.5, p.299-306, 1998.
23. SANTOS, G. M.; et al. Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 13, n. 1, jan./fev.,2007, p. 17 – 21.
24. LEINONEM, V.; et al. Back and Hip Extensor Activities During Trunk Flexion/Extension: Effects of Low Back Pain and Rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. v 81, jan.2000, p. 32 – 37.
25. BRUNO, P. A.; BAGUST, J. NA investigation into the within - subject and between – subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clinical Chiropractic*, n 9, 2006, p. 11 – 20.
26. BRUNO, P. A.; et al. An Investigation into the activation patterns of back and hip muscle during prone hip extension in non – low back pain subjects: Normal vs. abnormal lumbar supine motion patterns. *Clinical Chiropractic*, n. 206, 2008, p. 1 – 11.
27. COWAN, S. M.; et al. Delayed Onset of Electromyography Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. v 82, fev.2001, p. 183 – 189.
28. DELAGI, E.F.; et al. . Anatomic guid for the eletromyographer the limbs springfield. Charles C. Thomas Publisher.
29. SENIAM Surface EMG non-invasive assessment of muscle. European Recommendations for Surface Electromyography.- Roessing Research and Development, ISBN 90-75452-15-2, 1999.
30. SAHRMANN, S. A. Diagnóstico e tratamento das síndromes da disfunção motora. Santos: São Paulo, 2005.
31. VAES, P.; DUQUET, W.; GHELUWE, B. V. Peroneal Reaction Times and inversion Motor Response in Healthy and Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, n 37, dez. 2002, p. 457 – 480.
32. NIE, H.; et al. Gender effects on trapezius surface EMG during delayed onset muscle soreness due to eccentric shoulder exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, n. 17, p.401 – 409.
33. BERG, C. L; et al. Cryotherapy Does Not Affect Peroneal Reaction Following Sudden Inversion. *Journal of Sport Rehabilitation*, n. 16, 2007, p. 285 – 294.

Estudo da Estimulação Elétrica Funcional na rotação externa de coxofemoral em hemiparéticos, através da eletrogoniometria.

Lucas Valiati Batista⁽¹⁾, Elisabete Vitchemech⁽¹⁾, Letícia Alves Fonseca⁽²⁾, Beatriz Guimarães Ribeiro⁽²⁾, Cláudia Santos Oliveira⁽³⁾, Ivo Ilvan Kerppers⁽⁴⁾, Mario César Da Silva Pereira⁽⁴⁾.

Resumo

Introdução: O Acidente vascular encefálico (AVE) é uma doença crônica severa que causa grandes complicações em termos de incapacidades físicas. A espasticidade de rotadores internos de coxofemoral é uma característica frequente em indivíduos hemiparéticos, pois provoca uma diminuição da amplitude de movimento na rotação externa da articulação coxofemoral destes indivíduos. A estimulação elétrica funcional (FES) mostra-se como um método eficaz na melhora da amplitude de movimento. **Objetivo:** Portanto, o estudo tem como objetivo quantificar e comparar o movimento angular de rotação externa ativa da articulação coxofemoral antes e após aplicação de FES por intermédio de dados coletados com a eletrogoniometria. **Método:** O estudo realizou-se nas dependências da Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Estadual do Centro-Oeste (UNICENTRO). A amostragem constituiu-se de 10 pacientes com a sintomatologia de hemiparesia espástica após AVE dividida, aleatoriamente, em dois grupos, o grupo aplicado (GA) constituído por 5 pacientes que realizaram tratamento fisioterapêutico com uso de FES (8 sessões) e o grupo controle (GC) que utilizou a FES como placebo. As amplitudes de movimento ativo de rotação externa de coxofemoral foram mensuradas por meio da eletrogoniometria. **Resultados:** No GA ocorreu um aumento significativo da amplitude de movimento de rotação externa elucidada pelas médias de 20,11° pré e de 28,15° após. No grupo controle não foram observadas alterações significativas nas amplitudes de movimentos, demonstrado pelas médias de 26° antes e 24,11° após. **Conclusão:** Os resultados sugerem que a FES é um coadjuvante terapêutico importante no aumento da rotação externa de quadril em indivíduos hemiparéticos.

Palavras chaves: Acidente Vascular Encefálico, eletroestimulação, hemiparesia, reabilitação.

Abstract

Introduction: Stroke (CVA) is a severe chronic illness that causes major complications in terms of physical disabilities. The spasticity of hip internal rotators is a frequent feature you in hemiparetic individuals, it causes a decreased range of motion in external rotation of the SPS, agro-air hip these individuals. The functional electrical stimulation (FES) is shown as an efficacious method in improving range of motion. **Objective:** Therefore, the study aims to quantify and compare the car moment active external rotation angle of the hip joint before and after application of FES through data collected with the electrogoniometer. **Method:** The study took place at the premises of the School of Clinical Physiotherapy at the State University of the Midwest (UNICENTRO). The sample consisted of 10 patients with symptoms of spastic hemiparesis after stroke divided randomly into two groups, the group applied (GA) consisting of five patients who underwent treatment with fi rapists use of FES (8 sessions) and control group-le (GC) using the FES as a placebo. The active range of motion of hip external rotation were measured by electrogoniometer. **Results:** GA was a significant increase in the amplitude of captive external rotation elucidated by means of pre ° 20.11 ° and 28.15 thereafter. In the control group were not significant changes observed in captive range of motion, shown by the mean of 26 ° and 24.11 ° before after. **Conclusion:** The results suggest that FES is an important therapeutic adjunct in the increase of rotation external hip in hemiparetic individuals.

Keywords: stroke, electrostimulation, hemiparesis, rehabilitation.

Artigo recebido em 02 de outubro de 2010 e aceito em 30 março de 2011.

1 Acadêmico do curso de Fisioterapia - Universidade Estadual do Centro Oeste - UNICENTRO, Guarapuava, PR, Brasil.

2 Acadêmica do curso de Fisioterapia - Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, SP, Brasil.

3 Professora do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação - Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, SP, Brasil.

4 Laboratório de Neuroanatomia e Neurofisiologia - Universidade Estadual do Centro Oeste - UNICENTRO, Guarapuava, PR, Brasil.

Endereço para correspondência:

Prof Dr Claudia Santos Oliveira - Av. Francisco Matarazzo 612. Água Branca. São Paulo. SP. Brasil. CEP 05001-100, email: csantos@uninove.br

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma doença crônica severa que causa grandes complicações em termos de incapacidades físicas para os indivíduos. Resulta de uma restrição da irrigação sanguínea ao cérebro por uma isquemia ou hemorragia que causa lesões celulares e danos nas funções cerebrais⁽¹⁻³⁾.

O AVE isquêmico é causado pela interrupção do fornecimento de oxigênio e glicose ao tecido cerebral, devido a uma oclusão vascular localizada, podendo ser transitório ou definitivo. Já o hemorrágico é causado por hemorragias subaracnóideas, geralmente decorrente da ruptura de aneurismas saculares congênitos, ou pela hemorragia intraparenquimatosa, basicamente causada pela degeneração hialina de artérias intraparenquimatosas cerebrais^(4,5).

Apresenta manifestações clínicas que envolvem comumente alterações motoras e sensitivas prejudicando a função física, sendo que a severidade do quadro clínico dependerá da área e da extensão da lesão⁽⁶⁾.

O comprometimento motor é um dos maiores problemas enfrentados por esses pacientes. Essa disfunção é caracterizada, principalmente, por hemiplegia ou hemiparesia do hemicorpo afetado decorrente da lesão do neurônio motor superior⁽⁷⁻⁹⁾.

Logo após o AVE o tônus muscular apresenta-se flácido podendo permanecer assim por horas, dias ou semanas. Entretanto, o tônus muscular tende a aumentar gradativamente e a espasticidade se instala. Ela é caracterizada pelo aumento da resistência ao alongamento passivo e é dependente da velocidade do alongamento, sendo que a mesma é um dos distúrbios motores mais frequentes nesses indivíduos^(6,10,11).

Os mecanismos fisiopatológicos da espasticidade ainda não estão totalmente esclarecidos, sendo que a definição mais aceita é a perda das influências inibitórias descendentes no controle das vias do reflexo de estiramento, essas alterações propiciam a hiperexcitabilidade dos motoneurônios, causando exacerbação dos reflexos profundos e aumento do tônus muscular, com predomínio da musculatura flexora de membros superiores e extensora de membros inferiores⁽¹²⁾.

Minutoli *et al*³ relatam que a presença de espasticidade nos membros inferiores tem predomínio nos músculos extensores: extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, flexão plantar e inversão do pé.

A Estimulação Elétrica Funcional (FES) é uma forma de eletroterapia com objetivo de promover contração em músculos privados do controle nervoso, tendo como resultado um movimento funcional. Ela é uma técnica de aplicação segura de corrente elétrica que estimula o sistema neuromuscular lesionado, na tentativa de readquirir ou melhorar a função perdida^(12,14).

A FES coordena a excitação elétrica de músculos fracos ou parcialmente paralisados em pacientes que

apresentam lesão do neurônio motor superior e seu uso vem trazendo significativa contribuição na restauração funcional de pessoas com incapacidade física^(15,16).

A FES despolariza o nervo motor, produzindo uma resposta que causa uma contração funcionalmente útil, sincrônica em todas as unidades motoras do músculo estimulado, melhorando seu trofismo. Essa estimulação permite a entrada seletiva e repetitiva aferente até o Sistema Nervoso Central (SNC), ativando não só a musculatura local, mas também mecanismos reflexos necessários à reorganização da atividade motora. Além disso, o estímulo elétrico diminui o tônus do grupo muscular antagonista, pelo mecanismo de inibição recíproca, auxiliando no aumento da amplitude de movimento (ADM)^(17,18).

Segundo Martins *et al* (2004), o emprego da FES em indivíduos hemiparéticos espásticos aumenta a movimentação ativa e passiva, aumentando assim sua amplitude de movimento e recuperando a funcionalidade motora⁽¹⁹⁾.

A goniometria, descrita na literatura desde 1914, é amplamente usada, tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas, com a finalidade de medir a ADM de diversas articulações como no movimento angular de rotação externa ativa da articulação coxofemoral a qual se situa em torno de 45°. Dessa forma, o eletrogoniômetro flexível tem sido utilizado para avaliação funcional de diferentes articulações por ser leve, portátil e de fácil aplicação, não interferindo nas atividades realizadas nem restringindo os movimentos, além de se adaptar melhor aos segmentos corporais⁽²⁰⁻²⁴⁾.

Portanto, este trabalho tem como objetivo quantificar e comparar o movimento angular de rotação externa ativa da articulação coxofemoral, pré e após aplicação de FES por intermédio de dados coletados com a eletrogoniometria em pacientes separados em grupo aplicado e grupo controle, tendo assim parâmetros para mensurar a eficácia da terapia.

MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da UNICENTRO, registro nº. 07722/2009, e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

O estudo foi realizado nas dependências da Clínica Escola de Fisioterapia da UNICENTRO, no período de 08 de setembro a 09 de outubro de 2009, totalizando oito sessões, duas por semana. Foram incluídos no estudo os sujeitos que apresentaram hemiparesia, independente do lado acometido, sendo o grau de espasticidade avaliado por meio da escala de Ashworth Modificada. Foram excluídos os sujeitos que apresentaram alterações reumáticas na articulação coxofemoral, alterações ortopédicas em coxofemoral, alterações neurológicas como a perda da sensibilidade e alterações de consciência ou

cognitivas que impossibilitavam ao indivíduo responder perguntas simples, como por exemplo, "se estão sentindo algo diferente".

A amostra foi composta de 10 voluntários de ambos os sexos pós-AVE, sendo 6 homens e 4 mulheres, dividida de forma aleatória em grupo controle (GC) com $n=5$ e grupo aplicado (GA) com $n=5$. Os sujeitos corresponderam à faixa etária entre 40 e 80 anos, sendo a média de idade de 58 anos. No GA a média de idade foi de 57 anos e no GC de 50 anos.

Os sujeitos possuíam variação de 5 a 120 meses de sequelas pós-AVE e estavam em tratamento fisioterápico contínuo, 1 a 2 vezes por semana, para reabilitação funcional anteriormente ao estudo, sendo que ao concordarem em participar da pesquisa eles deixaram de realizar as sessões semanais, não havendo interferência assim de outras técnicas fisioterápicas junto à técnica aplicada.

Para avaliação da amplitude de movimento foi utilizado um eletromiógrafo com oito canais da marca EMG System Brasil Ltda, sendo um canal adaptado à captação de sinais do eletrogoniômetro. O eletrogoniômetro era constituído de duas hastes plásticas, interligadas por um potenciômetro linear e resistência de 10 K Ω , multi-volts, com passagem de 4 Volts sobre o eixo articular de rotação da articulação coxofemoral em estudo, permitindo o registro da variação angular contínua e automática, ligado ao Software de aquisição de sinais WinDac, o sinal passado por um filtro passa banda de 20-500 Hz, amplificado em 1.000 vezes e convertido por placa A/D com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal.

Primeiramente, foi avaliado o grau de espasticidade de todos os sujeitos por meio da escala de Ashworth Modificada. No GA, quatro sujeitos apresentaram grau 1 de espasticidade e um grau +1. Já no GC, um apresentou grau 0 e o restante grau 1.

Para avaliação da amplitude de movimento o sujeito foi posicionado sentado em uma maca encostada na parede de forma que ele ficasse com as costas apoiadas na mesma, utilizando a parede como encosto. Os membros inferiores ficaram suspensos no ar, de forma que a região poplíteica ficasse encostada na borda da maca, posicionando assim o joelho e o quadril em 90 graus de flexão, sendo então solicitado ao paciente à realização de rotação externa coxofemoral de forma ativa repetida por 3 vezes durante 30 segundos cada, as quais eram mensuradas em graus pela eletrogoniometria, esse procedimento foi realizado antes e após a intervenção em ambos os grupos.

Para o tratamento fisioterapêutico, o paciente foi posicionado deitado sobre a maca em decúbito ventral e o FES foi colocado na região do ponto motor de glúteo máximo. O aparelho Neurodyn 2000 da marca Ibramed® possui eletrodos de borracha eletricamente con-

dutores medindo 5 por 5 centímetros, tendo parâmetros fixos de 30 μ s modulados a frequência de 30 Hz, tempo de sustentação 5 segundos e tempo de repouso de 10 segundos. Utilizou-se a rampa de subida e descida de 0,5 segundos por um tempo de 20 minutos. No GA intensidade foi determinada conforme a tolerância do paciente, já no GC o aparelho permaneceu desligado por todo o tempo.

Os dados foram analisados através de programa software Origin 6.0, Massachusetts, USA, e a estatística descritiva e inferencial feita através do programa estatístico SPSS, 2007 for Windows. Para testar a normalidade ou não da amostra foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk, com nível de significância de 95%, $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

A amostra foi composta por 10 participantes, com a média de idade de 58 anos, dos quais 40% eram do sexo feminino e 60% do sexo masculino. Do total de pacientes 60% apresentaram o hemitorço esquerdo acometido pelo AVE e outros 40% o hemitorço direito.

Na figura 1, estão dispostos os valores das médias antes e após a aplicação de FES no grupo controle e grupo aplicado, onde se observa em comparação a linha de base inicialmente medida que ambos os grupos mantiveram médias equivalentes.

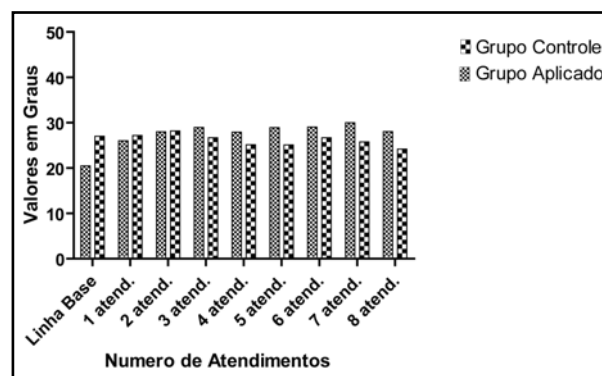


Figura 1. Médias entre grupo controle e aplicado comparando com a linha de base (medida angular inicial) nos oito atendimentos realizados.

Em relação aos valores das médias entre homens e mulheres do grupo controle e aplicado, obteve-se no grupo controle a mensuração média nas mulheres de 38,50° antes da aplicação e após a aplicação foi de 38,42°, já entre os homens a media antes da aplicação foi de 18,67° e a pós-aplicação 17,91° graus.

No grupo aplicado a mensuração média nas mulheres foi de 18,73° antes da aplicação e após a aplicação foi de 26,1° números estes devido o grupo ser composto por apenas uma mulher, entre os homens a media antes da aplicação foi de 20,54° e após-aplicação 28,75° graus.

A tabela 1 demonstra a média em graus do movimento de rotação externa comparado com os graus de espasticidade avaliado conforme escala Modificada de Ashworth, onde os pacientes do grupo controle que apresentavam espasticidade grau 1 obtiveram um valor de mensuração de 22,82° antes da aplicação e após a aplicação essa mensuração foi de 22,18°, os sujeitos avaliados com espasticidade grau 0 tiveram uma angulação de 41,72° antes à aplicação e após aplicação 41,81°.

O Grupo aplicado teve uma média de 22,15° antes da aplicação e 30,02 pós-aplicação nos sujeitos com grau 1 de espasticidade, nos sujeitos com grau +1 essa mensuração foi de 12,32° antes da aplicação e 20,92° após a aplicação da estimulação. Comparando os sujeitos com espasticidade grau 1 do grupo controle com os do aplicado, verifica-se que ambos os grupos saíram de uma média em torno de 22° graus, no qual o grupo controle permaneceu nessa média e o grupo aplicado teve um aumento significativo, no qual a angulação após aplicação teve uma média de 30,02°.

Tabela 1. Antes e depois com relação à espasticidade.

	Grupo Controle		Grupo Aplicado	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Grau 1	22.82	22.18	Grau 1	22.15 30.02
Grau 0	41.72	41.81	Grau +1	12.32 20.92

Com relação aos valores médios antes e depois do grupo controle, figura 3, percebe-se que não houve alteração significativa da angulação, pois as médias antes e depois de cada sessão equivaleram-se.

Por meio das médias de todos os valores coletados antes e também médias dos valores obtidos após as aplicações, nota-se uma manutenção nas angulações de todos os pacientes.

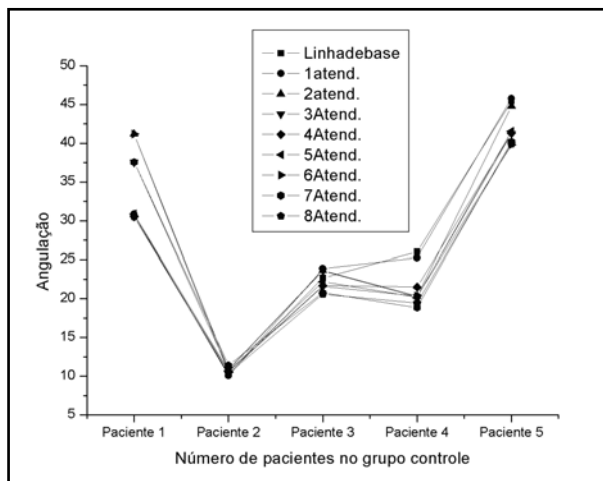


Figura 3. Evolução durante os atendimentos aos pacientes do grupo controle.

Na figura 4 estão demonstrados os valores médios antes e depois no grupo aplicado, onde se observa que a técnica promoveu aumento na amplitude de movimento mensurada pela rotação externa de coxofemoral. Por meio das médias de todos os valores coletados antes e também médias dos valores obtidos após as aplicações, nota-se uma evolução de todos os pacientes.

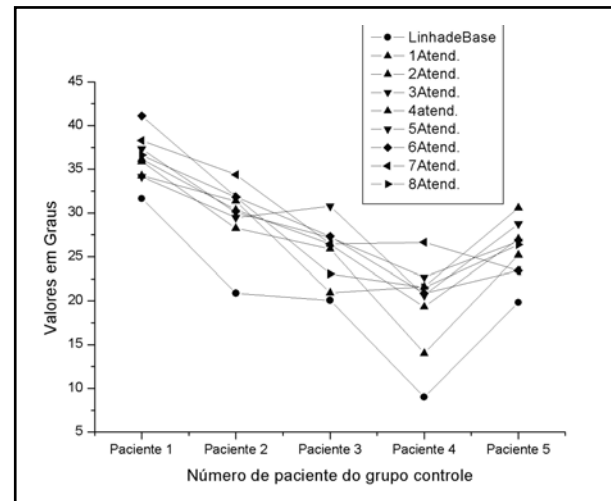


Figura 4. Evolução dos pacientes no grupo aplicado após oito atendimentos.

DISCUSSÃO

Guirro et al²⁵ e Soares et al²⁶ observaram um aumento na força de contração muscular e aumento da ADM de dorsiflexão ativa do tornozelo, após a aplicação de estimulação elétrica de baixa frequência, sendo compatível com os achados do presente estudo que constatou o ganho de força em glúteo máximo por meio da FES, a qual se traduz em ganho de ADM de rotação externa de coxofemoral em todos os sujeitos eletroestimulados.

Arantes et al²⁷, uma revisão sistemática da literatura, verificam que os estudos aleatorizados demonstraram efeitos positivos da eletro estimulação funcional aplicada no músculos de punho e dedos em pacientes hemiparéticos, concordando com nosso estudo que demonstra efeitos satisfatórios quando a FES é aplicada no músculo glúteo máximo.

Rodrigo et al⁽²⁸⁾ consideraram a FES segura e efetiva na melhora da ADM ativa e passiva da dorsiflexão, na reeducação muscular, diminuição da espasticidade, da mesma forma como demonstrado nesse estudo em relação à articulação coxofemoral no movimento de rotação externa.

Chae et al⁽²⁴⁾ e Cauraugh et al⁽²⁵⁾ relataram que a Estimulação Elétrica Funcional (EEF) pode ser aplicada diariamente e por um período de até seis meses. O programa com duas sessões semanais durante três meses com duração de 20 minutos cada sessão sendo uma média de tempo utilizada em diversos estudos se mostrou viável,

visto que os resultados alcançados foram positivos.

No presente estudo foram realizados dois atendimentos semanais por 20 minutos de eletroestimulação funcional, protocolo seguido neste estudo, sendo que após a aplicação demonstrou resultados satisfatórios assim como obtidos pelos autores acima citados.

Staub et al²⁹ e Hara et al³⁰, em estudos separados, mostraram os efeitos benéficos na recuperação motora da força muscular e coordenação motora que a FES pode promover. Neste estudo, a aplicação da eletroestimulação funcional apresentou resultados satisfatórios na adequação do tônus muscular e na recuperação motora de indivíduos hemiplégicos.

Neste estudo observou-se um aumento da amplitude de movimento de rotação externa de membro inferior acometido, documentado pelos dados da eletrogoniometria.

CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que os indivíduos hemiparéticos que utilizaram a eletroestimulação funcional, obtiveram um aumento significativo de movimentação ativa de rotação externa coxofemoral, o que torna a técnica um recurso coadjuvante terapêutico importante para estes pacientes.

Por intermédio desta pesquisa foi possível a verificação da atuação da FES na estimulação da contração de músculos paralisados decorrentes de lesão do neurônio motor superior, o que resulta em ganho de atividade muscular e diminuição na espasticidade do músculo glúteo máximo, gerando um incremento da ADM ativa de rotação externa de coxofemoral, cujo se traduz em maior funcionalidade ao paciente. Portanto, a FES é um coadjuvante terapêutico importante para tratamento em hemiparéticos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mok E, Woo CP. The effects of slow-stroke back massage on anxiety and shoulder pain in elderly stroke patients. *Complement Ther Nurs Midwifery*. 2004;10(4):209-16.
2. Guedes PV, Mota EPO. Protocolo de avaliação de marcha para pacientes hemiplégicos pós-acidente vascular cerebral. *Revista Reabilitar*. 2000;8(16):16-19.
3. Castro RB, Vianna LM. Mecanismos que explicam o efeito da efetividade física na prevenção de acidente vascular encefálico. *Revista Fisioterapia Brasil*. 2004;5(3):221-223.
4. Hacke W, Kaste M, Bogousslavsky J, Brainin M, Chamorro A, Lees K, et al. Ischemic Stroke. *European Stroke Initiative*, p. 1-14, 2003.
5. Radanovic M. Características do Atendimento de Pacientes com acidente Vascular Cerebral em Hospital Secundário. *Arq. Neuropsiquiatr*. 2000;58(1):99-106.
6. Teixeira-Salmela LF, Olney SJ, Nadeau S, Brouwer B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 1999;80(10):1211-1218.
7. Rezende FB, Viana CAP, Faria JLC. Análise da hiper-extensão de joelho em pacientes hemiparéticos usando órtese para neutralização da flexão plantar. *Rev. Neurociências*. 2006;14(3):140-143.
8. Ottoboni C, Fontes SV, Fukujima MM. Estudo Comparativo entre Marcha Normal e a de Pacientes Hemiparéticos por Acidente Vascular Encefálico: Aspectos Biomecânicos. *Rev. Neurociências*. 2002;10(1):10-16.
9. Hesse S, Jahnke MT, Schaffrin A, Lucke D, Reiter F, Konrad M. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1998;109(6):515-22.
10. Feys HM, De Weerd WJ, Selz BE. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke. *Stroke*. 1998;29:785-792.
11. Sharps A, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 1997; 78:1231-1236.
12. Leitão AV, Musse CAI, Granero LHM, Rossetto R, Pavan K, Lianza S. Espasticidade: Avaliação Clínica. *Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação*; 2006. p.1-8.
13. Minutoli VP, Delfino M, Freitas STT, Lima MO, Tortoza C, Santos CA. Efeito do movimento passivo contínuo isocinético na hemiplegia espástica *ACTA Fisiátrica*. 2007;14(3):142-148.
14. Hamid S, Hayed R. Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview. *Eur Spine J*. 2008;17(9):1256-69.
15. Perumal R, Wexler AS, Binder-Macleod SA. Development of a mathematical model for predicting electrically elicited quadriceps femoris muscle forces during isovelocity knee joint motion. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2008;5(33):1-20.

16. Lianza SPC. Medicina de reabilitação. Rio de Janeiro: Guanabara, 2007.
17. Jorgensen HS; Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76(1):27-32.
18. Richards CL, Malouin F, Dumas F, Tardif D. Gait velocity as outcome measure of locomotor recovery after stroke. In: Craik RL, Oatis CA. *Gait analysis: theory and applications.* St Louis: CV Mosby; 1995. p.355-64.
19. Martins FLM, Guimarães LHCT, Vitorino DFM, Souza LCF. Eficácia da eletroestimulação funcional na amplitude de movimento de dorsiflexão de hemiparéticos. *Neurocienc.* 2004;12(2):103-109.
20. Batista LH, Camargo PR, Aiello GV, Oishi J, Salvini TF. Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2006;10(2):193-198.
21. Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. *Reabilitação Física das Lesões Desportivas*, 2ª. ed. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2000.
22. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franghignoni F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clin Biomech.* 1995;10:275-7.
23. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy.* 2001;87:479-88.
24. Moriguchi CS, Sato TO, Gel Coury HJC. Ankle movements during normal gait evaluated by flexible electrogoniometer. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2007;11(3):205-211.
25. Guirro R, Nunes CV, Davini R. Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps. *Revista Fisioterapia da Universidade de São Paulo.* 2000;7(1/2):10-5.
26. Soares AV, Pagliosa F, Oliveira GO. Estudo comparativo entre a estimulação elétrica neuromuscular de baixa e média frequência para o incremento da força de preensão em indivíduos sadios não-treinados. *Revista Fisioterapia Brasil.* 2002, 3(6):345-50.
27. Arantes NF, Vaz DV, Mancini MC, Pereira MSDC, Pinto FP, Pinto TPS. Efeitos da estimulação elétrica funcional nos músculos do punho e dedos em indivíduos hemiparéticos: uma revisão sistemática da literatura. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2007;11(6):419-427.
28. Schuster RC, de Sant CR, Dalbosco V. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha de um paciente hemiparético. *ACTA Fisiatr.* 2007; 14(2):82 – 86.
29. Staub ALP, Rotta NT, Mahmud MAI, Svirski AS, Fonteles VR, Junior EB, et al. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular em pacientes com paralisia cerebral do tipo diplégica espástica. *Revista Fisioterapia Brasil.* 2005;6(1):6-9
30. Hara Y, Ogawa S, Muraoka Y. Hybrid power-assisted functional electrical stimulation to improve hemiparetic upper-extremity function. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* 2006;85:977-985.

Avaliação de programa de exercícios resistidos em circuito para modificação da composição corporal e força muscular de mulheres sedentárias com sobrepeso.

Evaluation of a resistive exercise program in circuit to change body composition and muscle strength in sedentary women with overweight.

Ligia Ishikawa Chinen⁽¹⁾, Wellington Fabiano de Britto⁽¹⁾, Frank Shiguemitsu Suzuki⁽¹⁾, Danilo Sales Bocalini⁽²⁾, Demerval Reis Júnior⁽²⁾, José Antonio Silva Júnior⁽¹⁾, Andrey Jorge Serra⁽¹⁾.

Resumo

Introdução: A adesão a programas de exercícios é influenciada por alterações na composição corporal. Isto cria a necessidade de programas de treinamento físico que efetivamente despertem modificações na biometria corporal. **Objetivo:** Analisar os efeitos do treinamento resistido em circuito (TRC) sobre a composição corporal e força muscular de mulheres sedentárias com sobrepeso. **Método:** A amostra foi composta de 13 mulheres, com idades entre 20 a 45 anos. Avaliações antropométricas foram conduzidas antes e após oito semanas de TRC. O desempenho no teste de 10 repetições máximas para os exercícios de supino reto vertical e *leg-press* 180° foi também determinado. O TRC consistiu de três sessões semanais, com 30 min/dia. Cada sessão foi composta por 16 exercícios, sendo oito destes, realizados em aparelhos de musculação e oito em estações livres. A intensidade de esforço foi situada entre 60 a 80% da frequência cardíaca máxima prevista. **Resultados:** Houve total aderência ao programa. O TRC promoveu redução significativa de 4,3% da massa corporal total e 5,4% do IMC ($p < 0,01$). Diminuições significantes ($p < 0,01$) foram observadas na perimetria circular do tórax (3,5%), cintura (5,0%), quadril (2,4%), braço (6,1%), quadríceps (4,6%) e razão cintura/quadril (2,6%), respectivamente. A composição corporal também foi substancialmente modificada pelo TRC, em que massa corporal em gordura foi reduzida em 11,2% ($p < 0,0001$). Entretanto, não foi caracterizada mudança significativa na massa magra. Houve aumento significativo ($p < 0,001$) da carga de trabalho para os exercícios de supino reto vertical (12%) e *leg press* 180° (20%), respectivamente. **Conclusão:** O TRC foi eficiente em modificar a composição corporal de mulheres sedentárias com excesso de peso corporal.

Palavras-chave: composição corporal, sobrepeso, força muscular, treinamento resistido em circuito.

Abstract

Introduction: Adherence to exercise programs is influenced by changes on body composition. Thus, it is necessary to develop training programs that effectively induce physical changes in body biometrics. **Objective:** To analyze the effects of a resistance training circuit (TRC) on body composition and muscle strength in sedentary overweight women. **Method:** Thirteen women, with 20 to 45 years, participated in the study. Anthropometric measurements were conducted before and after eight weeks of TRC. The performance on 10 repetition maximum test for vertical bench press and 180° leg press was also determined. The TRC consisted of three weekly sessions on 30 min/day. Each session consisted of 16 exercises, including 8 in strength training machines and 8 in free stations. The exercise intensity was set for 60 to 80% of predicted maximum heart rate. **Results:** There was total adherence to the program. The TRC resulted in 4.3% and 5.4% significant reduction of total body mass and BMI ($p < 0,01$), respectively. Significant decreases ($p < 0,01$) were observed for the circular perimeter in chest (3.5%), waist circumference (5.0%), hip (2.4%), arm (6.1%), quadriceps (4.6%) and waist-to-hip ratio (2.6%), respectively. Body composition was also substantially modified by the TRC, in that the body fat mass was reduced by 11.2% ($p < 0,0001$). However, no significant change was characterized on lean body mass. A significant increase ($p < 0,001$) in workload for the exercises of vertical bench press (12%) and 180° leg press (20%), respectively. **Conclusion:** The TRC was effective in changing body composition of sedentary women with overweight.

Keywords: body composition, overweight, muscle strength, resistance training circuit.

Artigo recebido em 23 de outubro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. Diretoria de Educação – Disciplina de Educação Física – Universidade Nove de Julho – UNINOVE. São Paulo, São Paulo, Brasil.
2. Departamento de Medicina. Disciplina de Cardiologia - Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP. São Paulo, São Paulo, Brasil.

Endereço para correspondência:

Andrey Jorge Serra. Rua Vergueiro, 235/249, Vergueiro – São Paulo – SP. E-mail: andreyserra@gmail.com

INTRODUÇÃO

É bem conhecido que o exercício físico propicia benefícios para a composição corporal, como redução do tecido adiposo excedente e aumento da massa muscular⁽¹⁻³⁾. De fato, a adesão a programas de exercícios são influenciados por alterações na composição corporal. Assim, a carência ou estagnação de modificações da composição corporal em programas de exercícios podem ser determinantes de desistência⁽⁴⁾. Estes argumentos justificam a necessidade de elaboração de metodologias de treinamento físico que efetivamente despertem modificações na biometria corporal. Neste cenário, apesar da inexistência de fundamentos que não permitam duvidar da importância do treinamento aeróbio⁽⁵⁾, não é inapropriado considerar que há situações em que mesmo sobre regime regular de atividades aeróbias, alterações biométricas carecem de ocorrer. A este respeito, informações preliminares conduzem a possível aplicabilidade do treinamento resistido em circuito (TRC) como alternativa para modificação da composição corporal. Destaque-se o estudo de Fett et al.⁽⁶⁾, em que oito semanas de TRC foram acompanhadas de diminuição da massa corporal e melhoria do perfil adiposo de mulheres sedentárias com sobrepeso.

De imediato, parece razoável considerar que programas de TRC são efetivos para redução da massa corporal excedente, contudo, certas evidências não permitem legitimar incontestavelmente tal argumento. Ao avaliar os efeitos de quatro semanas de TRC em mulheres com sobrepeso, Dias et al.⁽⁷⁾ não observaram qualquer modificação significativa na massa corporal e conteúdo adiposo após o período de treinamento. Resultados similares foram posteriormente divulgados por Garcia et al.⁽⁸⁾ em mulheres submetidas a regime de dezesseis semanas de TRC. Assim como a ausência de aumento da massa magra também coopera para a incerteza de aplicabilidade do TRC em programas direcionados primordialmente para modificação da composição corporal^(7,8).

O objetivo deste estudo foi avaliar eficiência de um programa de TRC em melhorar o perfil biométrico de mulheres sedentárias com sobrepeso. Depreende-se que a proposta seja útil para educadores físicos e profissionais envolvidos com a prescrição do exercício para grupos que necessitem de modificações significativas em curto prazo da composição corporal.

MÉTODO

Composição da amostra e procedimentos experimentais

Participaram do estudo 13 mulheres adultas saudáveis, com idade entre 20 a 45 anos. Foi considerada como critério de inclusão, a não participação em atividades físicas sistematizadas ao menos três meses antes do estudo. As voluntárias foram avaliadas antes e após oito semanas de TRC.

A pesquisa seguiu as normas éticas exigidas pela resolução federal nº 196/1996 do Conselho Nacional de Saúde e a Declaração de Direitos Humanos de Helsinque. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho (parecer nº. 396234) e registrado no portal brasileiro de ensaios clínicos (Processo no. 396234). Somente foram admitidas ao estudo as voluntárias que deram o seu consentimento livre e esclarecido por escrito.

Avaliação antropométrica

A massa corporal (MC) foi determinada em balança digital da marca *Toledo* (modelo 2096PP/2), com capacidade de até 200kg e sensibilidade de 50g. A estatura (ES) foi mensurada em estadiômetro da marca *SANNY* (modelo ES2030), fixado a parede e calibrado em escala de 2mm, sendo a medida realizada com o cursor em ângulo de 90° em relação à escala, com a voluntária na posição ortostática e pés unidos, procurando posicionar em contato com o instrumento de medida as superfícies posteriores dos calcâneos, região occipital e cinturas pélvica e escapular. Obtidas a MC e a ES foi possível calcular o índice de massa corporal (IMC): $MC \div ES^2$.

A composição corporal foi analisada por espessura de dobras cutâneas, obtidas em sete pontos anatômicos distintos (subescapular, suprailíaca, axilar-média, torácica, tricipital, abdominal, coxa). Todas as avaliações foram conduzidas no segmento corporal direito com compasso específico da marca *SANNY* em conformidade a recomendações estabelecidas em estudo previamente publicado⁽⁹⁾. A densidade corporal (DC) foi estimada empregando-se a equação proposta por Jackson & Pollock⁽¹⁰⁾. Derivada a DC, foi calculada a gordura corporal com a equação de Siri⁽¹¹⁾.

Programa de treinamento em circuito

O programa de treinamento em circuito constou de três sessões semanais, com 30 minutos diários de duração. Cada sessão foi composta por 16 exercícios, sendo oito realizados em aparelhos de musculação e oito em estações livres (Tabela 1). A frequência cardíaca foi monitorada continuamente, sendo a intensidade do esforço situada entre 60 a 80% da frequência cardíaca máxima prevista para a idade, conforme a equação: $220 - \text{idade}$.

Ao longo de oito semanas, certos exercícios nas estações de musculação foram modificados para evitar estagnamento das adaptações promovidas pelo exercício e otimizar a aderência ao programa de treinamento (Tabela 1). Acresça-se que as cargas também foram ajustadas em acordo com os ganhos adicionais de força muscular, contudo, mantendo-se o nível de esforço fixado como acima citado. Os exercícios em estações livres também foram modificados semanalmente, correspondendo a exercícios do tipo aeróbio, anaeróbio e misto (Tabela 2).

Tabela 1. Exercícios prescritos nas estações de musculação.

Estação	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 5	Semana 6	Semana 7	Semana 8
1	Extensora	Extensora	Extensora	Extensora	Extensora	Extensora	Extensora	Extensora
3	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto	Supino Reto
5	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°	Leg Press 180°
7	Puxada	Puxada	Puxada	Puxada	Puxada	Puxada	Puxada	Puxada
9	Cadeira Abduçora	Cadeira Adutora	Cadeira Abduçora	Cadeira Adutora	Cadeira Abduçora	Cadeira Adutora	Cadeira Abduçora	Cadeira Adutora
11	Polia Alta: Glúteos	Polia Alta: Tríceps corda	Polia Alta: Abdução	Polia Alta: Elevação Frontal (ombros)	Polia Alta: Tríceps barra	Polia Alta: Cintura Lateral (Abdominal)	Polia Alta: Adução	Polia Alta: Tríceps corda
13	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora	Cadeira Flexora
15	Polia Baixa: Cintura Lateral (Abdominal)	Polia Baixa: Bíceps	Polia Baixa: Remada Baixa com barra	Polia Baixa: Remada Alta	Polia Baixa: Remada Baixa com triângulo	Polia Baixa: Bíceps	Polia Baixa: Glúteos	Polia Baixa: Bíceps

Tabela 2. Exercícios em estações livres.

Estação	Semana 1 Circuito Aeróbico	Semana 2 Circuito Local	Semana 3 Circuito Misto	Semana 4 Circuito Aeróbico	Semana 5 Circuito Local	Semana 6 Circuito Misto	Semana 7 Circuito Aeróbico	Semana 8 Circuito Local
2	Jump	Glúteos	Exercício MMS	Abdominal + fitball	Abdominal + caneleira	Abdominal + fitball	Elevação com halteres + rapidinho no disco	Exercício MMS (ombros)
4	Step	Abdominal	Jump	Exercício com halteres	Step + barra	Exercício MMI	Jump	Agachamento com bastão + elevação de pernas
6	Abdominal + fitball	Exercício MMS	Glúteos	Jump + bíceps	Exercício MMS (ombros)	Jump	Step	Abdominal
8	Exercício com halteres	Exercício MMI	Step + halteres	Afundo no stepão	Glúteos	Glúteos	Jump	Afundo com halteres
10	Funcional no TRX	Funcional no TRX (posterior coxa)	Funcional com discos	TRX + corrida	Bíceps	Jump	TRX + corrida em cima do bosu	Funcional no TRX: desenvolvimento peitoral
12	Jump	Step: Exercício para glúteos e MMI	Jump + Bastão	Jump	Exercício MMS no bosu	Agachamento + tríceps	Abdominal	Abdominal
14	Funcional no bosu	Abdominal	Abdominal	Step	Abdominal + medicine Ball	Step + discos	Saltitos no jump	Exercício MMI (quadríceps)
16	Corda	Exercício MMS	Afundo + obstáculos	Boxe	Gêmeos	Corrida com obstáculos	Corda	Steps + bastão + caneleiras

Avaliação da resistência de força muscular de membros superiores e inferiores

A resistência de força muscular foi analisada com o teste de dez repetições máximas (10RM), conforme anteriormente descrito⁽¹²⁾. O 10RM foi conduzido nos exercícios de supino reto em banco vertical e *leg press* 180°, respectivamente. Para atenuar possíveis limitações ligadas ao 10RM foram adotadas as seguintes estratégias: a voluntária avaliada foi orientada acerca dos procedimentos e padronização do teste; o avaliador permaneceu atento ao posicionamento da praticante no momento da avaliação, desde que, variações pequenas no posicionamento das articulações envolvidas no movimento podem resultar em valores errôneos; estímulos verbais foram preconizados para manter o nível motivacional elevado; e todos os testes foram conduzidos pelo mesmo avaliador.

Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificação da distribuição normal dos dados. Para comparação entre os diferentes momentos foi aplicado o teste *t* de Student pareado. O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$ e os resultados são apresentados como média \pm erro-padrão. O *software GraphPad Prism* (versão 4.0, San Diego, CA, USA) foi utilizado para realização dos testes estatísticos.

RESULTADOS

Não foi relatada qualquer intercorrência associada ao programa de treinamento proposto e houve aderência total ao estudo.

Como ilustrado na Tabela 3, foi caracterizada a eficiência do programa de exercícios em modificar substancialmente a massa corporal das mulheres. Assim, oito semanas de exercício resistido em circuito conduziram a perda significativa de aproximadamente 3,15 kg da MC, o que condiz com diminuição de 4,3% em relação aos valores registrados no início do estudo. Consequentemente, considerando a estabilidade da estatura ao longo do período de investigação, os valores de IMC foram também significativamente reduzidos em 5,4%.

A modificação da MC foi acompanhada de redução significativa da perímetria de diferentes regiões corporais (Tabela 3). Assim, diminuições foram observadas nas regiões do tórax (3,5%), cintura (5,0%), quadril (2,4%), braço (6,1%), quadríceps (4,6%) e razão cintura/quadril (2,6%), respectivamente. Na Tabela 3 também é possível notar que as diferentes medidas de plicaturas cutâneas foram atenuadas pelo programa de exercícios: subescapular (6,8%), tricipital (8,7%), axilar-média (6,4%), bicipital (12%), torácica (8,4%), supra-ílica (16,8%), abdominal (12,6%), coxa (9%) e gastrocnêmio (4,8%), respectivamente. Estes achados fundamentam as modificações na composição corporal ilus-

tradas na Figura 1, em que houve reduções significativas no percentual de gordura corporal (7,5%) e massa gorda (11,2%), respectivamente. Não foi caracterizada mudança significativa na massa magra após o programa de treinamento.

Em decorrência da peculiaridade do treinamento resistido em circuito, nós conduzimos o teste de 10RM para caracterização da resistência muscular localizada. Após oito semanas, houve aumento significativo da

Tabela 3. Características gerais e perfil antropométrico antes e após o programa de TRC.

	Antes	Após	p-valor
Idade (anos)	36 \pm 2	---	
Peso (Kg)	72,2 \pm 3.1	69 \pm 3.3	0,0002
Estatura (m)	1,62 \pm 0,01	---	
IMC (Kg/estatura ²)	27.1 \pm 1	25.6 \pm 1	0,001
Perimetria (cm)			
Tórax	88.8 \pm 3	85.7 \pm 3	<0,0001
Bíceps	27.4 \pm 1,3	25.7 \pm 1,4	0,0003
Quadríceps	61,1 \pm 1,7	58,3 \pm 1,8	<0,0001
Gastrocnêmio	35.5 \pm 1,2	35 \pm 1	0,3
Cintura	79,5 \pm 2,3	75,5 \pm 2,7	<0,0001
Quadril	103.8 \pm 2.3	101.3 \pm 2,3	<0,0001
Razão Cintura/Quadril	0,76 \pm 0,01	0,74 \pm 0,02	0,002
Dobras Cutâneas (mm)			
Subescapular	25 \pm 2,3	23 \pm 2,2	0,008
Tricipital	25,4 \pm 1,9	23,2 \pm 2	0,001
Axilar-média	21,7 \pm 2,4	20,3 \pm 2,2	0,003
Bicipital	16,6 \pm 1,5	14,6 \pm 1,3	0,02
Torácica	11 \pm 0,5	10,1 \pm 0,2	0,01
Supra-ílica	30,1 \pm 2,2	25 \pm 2,2	0,0004
Abdominal	33,5 \pm 1,4	29,3 \pm 1,7	<0,0001
Coxa	35,5 \pm 1,8	32,3 \pm 2	0,0005
Gastrocnêmio	22,6 \pm 2,5	21,4 \pm 2,6	0,004
Gordura (%)	32,6 \pm 1	30,1 \pm 1,2	<0,0001
Massa gorda (Kg)	23,8 \pm 1,7	21,1 \pm 1,8	<0,0001
Massa magra (Kg)	48,3 \pm 1,5	47,8 \pm 1,6	0,1

carga de trabalho sustentada para os exercícios de supino reto em banco vertical (12%) e leg press 180° (20%), respectivamente.

DISCUSSÃO

A determinação do tipo de exercício mais eficaz para modificação da composição corporal ainda é foco de intenso debate. Enquanto certos pesquisadores defendem exercícios com predominância aeróbia⁽¹³⁾, outros advogam a favor de exercícios prioritariamente anaeróbios^(14,15).

Não é novidade que exercícios de força muscular podem modificar substancialmente a composição corporal e a capacidade de geração de força em diferentes populações⁽¹⁴⁻¹⁶⁾. Com o intuito de estruturar programas de emagrecimento mais efetivos, o treinamento de força tem sido aplicado em forma de circuito. Nesta perspectiva, altera-se o volume e a duração do treinamento, em que a potencialização do gasto energético está associada ao maior requerimento aeróbio durante a atividade, contudo, sem perder as características do treinamento de força^(14,17,18). Esta proposta justifica-se na medida em que não é insensato considerar que mesmo sobre regime regular de exercícios aeróbios, alterações da composição corporal podem carecer de existir.

Nós descrevemos uma metodologia de TRC que eficientemente modificou a composição corporal de mulheres sedentárias com sobrepeso. Achados positivos foram observados na MC, IMC, perimetria circular de diferentes regiões do organismo e teor gordura corporal, corroborando resultados prévios da literatura^(6,19-21). Ao considerar que índices elevados de IMC, circunferência da cintura e relação cintura/quadril estão associados a aumentos do risco cardiovascular e da mortalidade geral⁽²²⁻²³⁾, nossos achados assumem importante relevância clínica como opção terapêutica não farmacológica para redução da massa corporal excedente. Destaque-se a brevidade dos efeitos positivos, notados com somente oito semanas de TRC.

Infelizmente, como demonstrado por outros investigadores⁽¹⁹⁻²⁰⁾, que também utilizaram o treinamento em circuito em suas avaliações, nossa proposta de TRC não foi apta a induzir modificações apreciáveis

na massa corporal magra. É difícil estabelecer com precisão as razões que conduziram a estes resultados divergentes, contudo, é razoável considerar que o tempo de treinamento estabelecido ou estresse de carga preconizado não foram suficientes para impor aumento significativo da massa contrátil.

Para caracterizar se o protocolo de TRC poderia despertar adaptações funcionais, aquém das modificações antropométricas, o desempenho no teste de 10RM também foi avaliado. Em nossos casos, houve diferenças significativas na resistência de força muscular de membros superiores e inferiores após oito semanas de TRC, caracterizando a eficiência da proposta. É válido mencionar que, metodologicamente, o protocolo de TRC utilizado é similar a outros previamente reportados na literatura^(16,19), em que 6 a 12 estações, com execução do movimento entre 45 a 60 segundos e sem intervalos de pausa entre os aparelhos são preconizados.

Clinicamente, a necessidade de dietas hipocalóricas por longos períodos pode ser determinante para a desmotivação e insucesso do programa para redução do excesso de peso corporal⁽²⁴⁾. Neste sentido, a elevação do gasto energético, proveniente de sessões de exercícios, será fundamental para o tratamento. Isto impõe a necessidade de programas de exercícios eficientes e que despertem alto nível de aderência. Depreende-se que a participação em grupo durante as sessões e a variabilidade dos exercícios prescritos podem favorecer a motivação e, por conseguinte, otimizar a aderência ao programa de treinamento^(16,25).

CONCLUSÃO

Os resultados encontrados sugerem que o programa de TRC utilizado é eficiente para modificar a composição corporal de mulheres sedentárias com excesso de peso. As alterações antropométricas foram acompanhadas de melhora substancial da resistência de força muscular de membros superiores e inferiores. Destaque-se o fato dos benefícios serem obtidos apenas com oito semanas de treinamento, o que viabiliza a utilização do programa de TRC na prática clínica em indivíduos que necessitem de efetiva redução da massa corporal em curto prazo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. American College Sports Medicine (ACSM). Appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;6(26):2145-56.
2. Grant S, Todd K, Aitchison TC, Kelly P, Stoddart D. The effects of a 12-week group exercise programmed on physiological and psychological variables and function in overweight women. *Public Health.* 2004;118(1):31-42.
3. Giannopoulou I, Ploutz-snyder LL, Carhart R, Weinstock S, Fernhall B, Goulopoulou S, Kanaley, J. A. Exercise is required for visceral fat loss in postmenopausal women with type 2 diabetes. *J Clin Endocrinol Metab.* 2005;90(3):1511-8.

4. Malavasi L, Both J. Motivação: uma breve revisão de conceitos e aplicações. *Lecturas Educación Física e Deportes*. [periódico online] 2005 [Acessado em: 08 Mar.2011]. Disponível em; <http://www.efdeportes.com/efd89/motivac.htm>
5. Pollock ML, Wilmore JHF. Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação. 2 ed. Rio de Janeiro: Medsi; 1993.
6. Fett CA, Fett WCR, Oyama SR, Marchini JS. Composição corporal e somatótipo de mulheres com sobrepeso e obesas pré e pós-treinamento em circuito ou caminhada. *Rev Bras Med Esporte*. 2006;12(1):45-50.
7. Dias R, Prestes J, Manzatto R, Ferreira OKC, Donatto FF, Foschini D, Cavagliari RC. Effects of different exercise programs in clinic and functional status of overweight women. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance*. 2006;8(3): 58-65.
8. Garcia JMS, Sánchez EDLC, García ADS, González YE, Piles ST. Influência de um programa de treinamento em circuito sobre a condição física saudável e a qualidade de vida de mulheres sedentárias com mais de 70 anos. *Fit Perf J*. 2007;6(1):14-9.
9. Serra AJ, do Amaral AM, Rica RL, Barbieri NP, Reis Junior D, Silva Junior JA, Bocalini DS. Determinação da densidade corporal por equações generalizadas: facilidade e simplificação no método. *ConScientiae Saúde*. 2009;8(1):19-24.
10. Jackson AS, Pollock ML, Ward A. Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc*. 1980;12(3):175-81.
11. Siri WE. The gross composition of the body. *Adv byol med phy*. 1956;4:239-80.
12. Simão R, Monteiro W, Jacometo A, Tesseroli C, Teixeira G. A influência de três diferentes intervalos de recuperação entre séries com cargas para 10 repetições máximas. *Rev Bras Ci e Mov*. 2006;14(3):37-44.
13. American College Sports Medicine (ACSM). Guidelines for exercise testing and prescription. 6 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
14. Fleck SJ, Kraemer WJ. Fundamentos do treinamento de força muscular. 3 ed. Porto Alegre: Artmed; 2006.
15. Winett RA, Carpinelli ED. Potential health-related benefits of resistance training. *Prev Med*. 2001;33(5):503-13.
16. Guedes DP. Musculação: estética e saúde feminina. São Paulo: Phorte; 2003.
17. Gettman LR, Ayres JJ, Pollock ML, Jackson A. The effect of circuit weight training on strength, cardiorespiratory function, and body composition of adult men. *Med Sci Sports Exerc*. 1978;10(3):171-6.
18. Tubino MJG, Moreira SB. Metodologia científica do treinamento desportivo. 13 ed. Rio de Janeiro: Shape; 2003.
19. Simi MA. Comportamento da frequência cardíaca, percepção subjetiva do esforço, e o gasto calórico durante uma sessão de circuito com pesos. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*. 2010;4(21):234-239.
20. Reis Filho AD, Silva MLS, Fett CA, Lima WP. Efeitos do treinamento em circuito ou caminhada após oito semanas de intervenção na composição corporal e aptidão física de mulheres obesas sedentárias. *Revista Brasileira de Obesidade, Nutrição e Emagrecimento*. 2008;2(11):498-507.
21. Maiorana A, O'driscoll G, Dembo L, Goodman C, Taylor R, Green D. Exercise training, vascular function, and functional capacity in middle-aged subjects. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(12):2022-8.
22. Whitlock G, Lewington S, Sherliker P, Clarke R, Emberson J, Halsey J, Qizilbash N, Collins R, Peto R. Body-mass index and cause-specific mortality in 900 000 adults: collaborative analyses of 57 prospective studies. *Lancet*. 2009;373(9669):1083-96.
23. Czernichow S, Kengne AP, Stamatakis E, Hamer M, Batty GD. Body mass index, waist circumference and waist-hip ratio: which is the better discriminator of cardiovascular disease mortality risk? Evidence from an individual-participant meta-analysis of 82864 participants from nine cohort studies. *Obes Rev*. 2011; Epub ahead of print.
24. Bronstein MD. Exercício físico e obesidade. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo*. 1996;6(1):111-115.
25. DANTAS EHM. A prática da preparação física. 5 ed. Rio de Janeiro: Shape; 2003.

Efeito da reeducação postural global na força muscular respiratória em indivíduos saudáveis.

Effect of the global postural reeducation in respiratory muscle strength in healthy subjects.

Alice Chang Chao^(1,2), Graziela Rayciki Behne^(1,2), Franciele Gazola^(1,2), Érica Caroline Carvalho Martines^(1,2), Alberito Rodrigo De Carvalho^(1,3), Gladson Ricardo Flor Bertolini^(1,3).

Resumo

Introdução: A Reeducação Postural Global é um método que envolve exercícios de contração muscular isométricas e interfere na ação muscular respiratória. **Objetivo:** Avaliar o efeito do método de Reeducação Postural Global (RPG) na força muscular respiratória em indivíduos saudáveis. **Método:** Ensaio clínico, realizado com dez indivíduos do gênero feminino, saudáveis e sedentários, não tabagistas, idade $21,63 \pm 2,13$ anos. A intervenção foi constituída por um programa de alongamento da cadeia muscular respiratória do método de RPG nas posturas conhecida como Rã Horizontal (rã no chão) e Rã Ortostática Sustentada (em pé contra parede) com duas sessões semanais durante três semanas. As participantes foram submetidas a quatro avaliações das pressões respiratórias máximas (PImáx e PEmáx) por meio da manovacuometria; a primeira foi realizada uma semana antes da aplicação do método RPG, a segunda, um dia antes da primeira intervenção, a terceira foi imediatamente ao final da última intervenção e a quarta uma semana após a última intervenção. **Resultados:** Os valores da primeira e da segunda avaliação não apresentaram alterações significativas entre elas ($p > 0,05$). Já entre a segunda e a terceira avaliação, foi observada uma melhora significativa da PImáx e da PEmáx. Em relação à terceira e à quarta avaliação, também não houve alterações significativas entre os valores das pressões respiratórias ($p > 0,05$). **Conclusão:** Concluiu-se que o método RPG promoveu efeitos positivos na força muscular respiratória elevando significativamente os valores das pressões respiratórias máximas (PImáx e PEmáx) medidos por meio da manovacuometria.

Palavras-chave: Músculos respiratórios, força muscular, postura.

Abstract

Introduction: The Global Postural Reeducation is a method which involves exercises with features of isometric contraction muscle and interferes on respiratory muscle action. **Objective:** To evaluate the effect of the global postural reeducation method (GPR) in respiratory muscle strength in healthy subjects. **Method:** Clinical trial, conducted with ten subjects, female, healthy, sedentary, nonsmokers, age 21.63 ± 2.13 years. The intervention consisted of a program to stretch the respiratory muscles of the GPR method in horizontal postures known as Frog (frog on the floor) and Frog Sustained Orthostatic (standing against wall) with two sessions per week for three weeks. The participants underwent four assessments of maximal respiratory pressures (MIP and MEP) through manovacuometry, the first was held a week before the application of GPR method, the second one day before the first intervention, the third was immediately at the end the last session and the fourth week after the last intervention. Results: The values of the first and second assessment showed no significant differences between them ($p > 0.05$). But among the second and third evaluation, we observed a significant improvement in MIP and MEP. For the third and fourth assessment, there were no significant changes between the values of respiratory pressures ($p > 0.05$). **Conclusion:** We conclude that the GPR method promoted positive effects on respiratory muscle strength increasing significantly the values of maximal respiratory pressures (MIP and MEP).

Keywords: Respiratory muscles, muscle strength, posture.

Artigo recebido em 11 de setembro de 2010 e aceito em 22 março de 2011.

1. Laboratório de Estudo das Lesões e Recursos Fisioterapêuticos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE, Cascavel, Paraná, Brasil.
2. Graduandas do Curso de Fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE, Cascavel, Paraná, Brasil.
3. Docentes do Curso de Fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE, Cascavel, Paraná, Brasil

Endereço para correspondência:

Gladson Ricardo Flor Bertolini – Rua Universitária, 2069 – Colegiado de Fisioterapia – CEP: 85819-110. Caixa Postal: 711. Cascavel – PR. E-mail: gladson_ricardo@yahoo.com.br

INTRODUÇÃO

A Reeducação Postural Global (RPG) foi descrita originalmente por Philippe Emmanuel Souchard, em 1987. É um dos métodos que envolvem exercícios com característica de contração muscular isométrica que está baseada na teoria das cadeias musculares. Essas cadeias são formadas pela organização dos músculos estáticos, e ocorrem por sobreposições e junções musculares, por meio de aponeuroses. Desta forma, uma tensão de um grupo muscular é transmitida a todo o conjunto de cadeias⁽¹⁾.

Conforme Rosário, Marques e Maluf⁽²⁾, a criadora da técnica Mézières percebeu que o encurtamento de um músculo cria compensações em músculos próximos ou distantes. Portanto, a idéia do alongamento global é, ao invés de alongar o músculo isoladamente, alongar vários músculos organizados em cadeias.

O método de RPG utiliza a técnica de contração-relaxamento na qual ocorre uma inibição ao músculo alongado, denominada inibição autogênica⁽³⁾. Na inibição autogênica, o órgão neurotendinoso de Golgi dispara e inibe a tensão no músculo de modo que esse possa ser mais eficientemente alongado⁽⁴⁾.

Como suspensores do tórax, os músculos inspiratórios acessórios são tônicos, portanto, um dos princípios da RPG é alongar esses músculos tônicos, insistindo na expiração, para que eles recuperem seu comprimento, sua extensibilidade e, portanto, força ativa. Um tórax que abaixa livremente pode, em seguida, elevar-se com maior amplitude, aumentando assim as trocas⁽³⁾.

Há relatos que quadros clínicos de fraqueza ou fadiga muscular respiratória podem favorecer significativamente a presença de falência respiratória, aguda ou crônica. A fraqueza muscular torna o músculo incapaz de gerar tensão, produzindo assim o desenvolvimento de pressão e movimentos anormais durante a respiração⁽⁵⁾.

As posturas do método de RPG permitem o alongamento da cadeia muscular respiratória⁽⁶⁾. O alongamento é conseguido devido à participação do paciente em suas próprias correções e contrações isométricas em posições cada vez mais excêntricas dos músculos encurtados⁽¹⁾. O aumento de força muscular em função do alongamento deve-se possivelmente à melhor interação entre os filamentos de actina e miosina, em virtude do aumento do comprimento funcional do músculo⁽⁶⁾.

A reeducação da respiração interfere diretamente no trabalho e na ação muscular respiratória e, uma das maneiras de quantificar os efeitos desta técnica terapêutica consiste na mensuração da força muscular respiratória⁽⁷⁾ por meio de um manovacômetro introduzida em 1969 por Black e Hyatt⁽⁸⁾. Esse instrumento mede quantitativamente a função dos músculos respiratórios pela pressão respiratória estática máxima gerada na boca, após inspiração e expiração completas, Pressão Inspiratória máxima (PI_{máx}) e Pressão Expiratória máxima (PE_{máx}), respectivamente⁽⁹⁾.

A PI_{máx} mede a força desenvolvida pelos músculos inspiratórios em conjunto, enquanto a PE_{máx} é uma medida que indica a força dos músculos abdominais e

intercostais⁽⁷⁾. A PE_{máx} é a mais alta pressão que pode ser obtida no esforço respiratório forçado contra a via aérea ocluída, é medida a partir da capacidade pulmonar total (CPT); já a PI_{máx} é medida a partir da posição de expiração máxima, quando o volume de gás contido nos pulmões é o volume residual (VR)⁽¹⁰⁾.

Devido à importância da força muscular respiratória para o desenvolvimento de uma respiração adequada e eficaz, verificou-se a necessidade de se investigar intervenções que visam o ganho de força de tal musculatura. Para tal, a Reeducação Postural Global foi selecionada, por existirem poucos trabalhos relacionados ao método e seu efeito sobre a força muscular respiratória.

Assim, o objetivo deste estudo foi verificar o efeito do método de Reeducação Postural Global (RPG) na força muscular respiratória, por meio da manovacuômetria, em indivíduos saudáveis.

MÉTODO

O estudo foi desenvolvido no laboratório de Estudo das Lesões e Recursos Fisioterapêuticos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE) e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição. Os objetivos, bem como os procedimentos, foram explicados detalhadamente às voluntárias, que assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

A amostra foi constituída de indivíduos do sexo feminino, com média de idade de 21,63 ± 2,13 anos, saudáveis, sedentárias e não fumantes. A amostra do presente estudo foi de 10 participantes, porém foram excluídas duas integrantes da amostra, uma por adoecimento e a outra, por apresentar valores das pressões respiratórias superiores ao restante do grupo, justificada por treino respiratório com Respirom no período que antecedeu o presente estudo.

Antes da realização das posturas do método de RPG, as voluntárias foram submetidas a duas avaliações das pressões respiratórias máximas (PI_{máx} e PE_{máx}). A primeira avaliação (A1), foi realizada uma semana antes da intervenção com RPG e a segunda (A2), um dia antes da primeira intervenção.

A aplicação das posturas ocorreu em um período de três semanas, sendo duas sessões semanais, totalizando seis sessões ao todo. A duração da manutenção da postura foi progressiva: 10 minutos na primeira e na segunda sessão, 12 minutos na terceira, 15 minutos na quarta, 17 minutos na quinta e 20 minutos na sexta e última sessão. Imediatamente ao final da última intervenção as participantes foram reavaliadas (A3) e após uma semana foram avaliadas novamente (A4).

As pressões respiratórias foram medidas com um manovacômetro (Gerar[®]), com intervalo operacional de ±300 cmH₂O. Todas as medidas foram coletadas sob comando verbal homogêneo, realizado com as voluntárias sentadas, estando o tronco em um ângulo de 90 graus com as coxas, cadeira com encosto em aproximadamente 90 graus, os pés apoiados e os membros superiores sem apoio, a cabeça foi mantida em posição neutra e fixa

e com as narinas ocluídas por um pinça nasal⁽¹⁰⁾.

Antes da avaliação, cada voluntária foi instruída pelo avaliador e foi orientada a realizar uma inspiração máxima contra válvula ocluída a partir do volume residual, para a mensuração da PImáx. Para a determinação da PEmáx, a voluntária realizava uma expiração máxima a partir da capacidade pulmonar total, contra a referida válvula. Cada voluntária executou cinco manobras de inspiração e expiração máximas, sustentadas por pelo menos 2 segundos, com valores próximos entre si ($\leq 10\%$) e o maior valor entre as manobras reproduzíveis foi o selecionado para o estudo⁽¹¹⁾. Porém, quando o valor da última manobra realizada se mostrou superior aos demais, o teste foi realizado até que fosse produzido um valor menor a este último. Nesse caso, o número de manobras foi maior que cinco⁽¹⁰⁾.

A intervenção foi constituída por um programa de alongamento da cadeia muscular respiratória pelo método de RPG nas posturas conhecida como: Rã Horizontal (rã no chão) e Rã Ortostática Sustentada (em pé contra parede). O trabalho iniciou-se com posições de menor tensão da cadeia, evoluindo no grau de alongamento, respeitando a condição individual de cada paciente, até chegar ao máximo de evolução⁽¹²⁾.

A postura de rã horizontal foi realizada com o indivíduo em decúbito dorsal com os membros superiores abduzidos em 45° e palmas das mãos voltadas para cima, quadris retrovertidos, membros inferiores em flexão com abdução e rotação externa de quadril, joelhos flexionados e pés com as regiões plantares em contato uma com a outra. Durante a evolução desta postura, o indivíduo realizou contrações isométricas excêntricas e concêntricas de grupos musculares localizados na região anterior e posterior de tronco e membros inferiores. Durante todo o processo, o indivíduo foi instruído a realizar o realinhamento da cabeça⁽³⁾.

A segunda postura é conhecida como Rã Ortostática Sustentada (RAOS), na qual a voluntária permaneceu em posição ortostática, em tensões excêntricas, concêntricas de grupos musculares encontrados no tronco, cabeça e nos membros inferiores. Nessa postura, o indivíduo ficou com o dorso em contato com a parede, membros superiores ao longo do corpo em leve abdução, olhar ao horizonte, membros inferiores em semi-flexão de quadril, joelhos em abdução e rotação externa e pés em abdução de 15° com contato de calcâneos⁽³⁾.

Para a realização da postura, a terapeuta utilizou comandos verbais e contatos manuais, solicitando a manutenção do alinhamento e as correções posturais necessárias, com o objetivo de otimizar o alongamento e impedir compensações. Cada voluntária foi solicitada a realizar uma expiração profunda, havendo o rebaixamento do gradil costal, para que não ocorresse o bloqueio torácico e para promover o relaxamento progressivo dos músculos inspiratórios.

Os testes estatísticos usados neste estudo foram: teste de D'agostino e Pearson para verificar a normalidade, e para a comparação entre as avaliações foi utilizado o teste

ANOVA para medidas repetidas com pós teste de Tukey. Foram considerados resultados significativos para $\alpha < 0,05$.

RESULTADOS

Para a PImax foi possível observar que houve alterações, quando foram comparados os valores de AV1 e AV2, com os encontrados em AV3 e AV4 (figura 1).

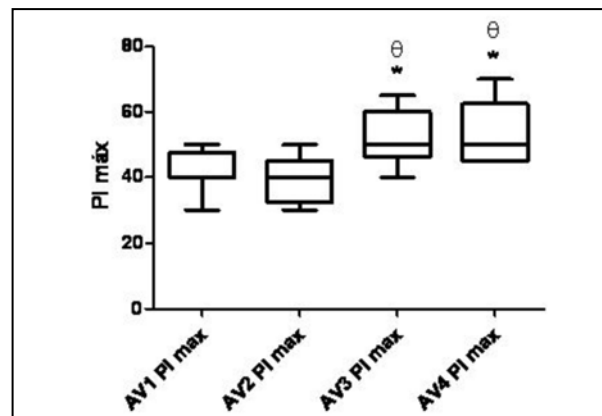


Figura 1

Já para PEmax houve aumento ao comparar AV1 e AV2, apenas com AV3 (figura 2).

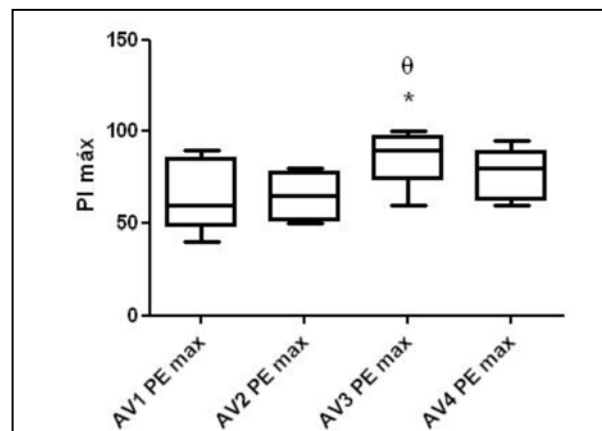


Figura 2

DISCUSSÃO

Após a análise estatística dos resultados antes e após o tratamento, pode-se observar que a técnica de RPG causou alterações positivas na musculatura inspiratória e expiratória.

Ao comparar a primeira avaliação (A1) com a segunda (A2) não foram obtidas alterações significativas entre elas, sendo isto o esperado, pois não foi realizada nenhuma intervenção nesse período. Já entre as avaliações (A2) e (A3) os resultados foram significativos, ou seja, ocorreu um aumento na força dos músculos inspiratórios (PImáx) e expiratórios (PEmáx), respectivamente. Em relação à A3 e A4, não houve significância entre os valores das pressões expiratórias (PEmáx) mostrando que os resultados positivos permanecem após um período, entretanto, contudo ao comparar com A1 e A2, não havia diferença signi-

ficativa indicando retorno aos valores de base, sugere-se que outros estudos sejam realizados a fim de verificar se os mesmos resultados perduram a longo prazo.

Segundo Souchard⁽¹³⁾, as elevações significativas das pressões respiratórias máximas ocorrem devido a um trabalho isométrico excêntrico que provoca alongamento de todo o tecido conjuntivo profundo, pois este seria o único trabalho muscular a estimular o aumento dos sarcômeros em série.

Teodori et al.⁽¹⁴⁾ estudando em dez indivíduos saudáveis, do sexo feminino, submetidos à postura de RPG, observaram que o método utilizado proporcionou aumento da expansibilidade torácica e das pressões respiratórias máximas⁽¹⁴⁾.

Outra pesquisa, que corrobora com os resultados do presente estudo, foi a de Moreno et al.⁽⁶⁾, que demonstraram que a intervenção fisioterapêutica pelo método de RPG aplicada durante 8 semanas em voluntários jovens, saudáveis e sedentários foi capaz de aumentar significativamente os valores das pressões respiratórias máximas.

O ganho de força na musculatura respiratória evidenciada nesse estudo pode ser explicado pela postura adotada que, nesse sentido, recebe atenção especial do método de RPG no alongamento da musculatura respiratória. Souchard⁽³⁾ refere que a postura "rã no chão" permite melhor estabilidade dos pontos de inserção do diafragma. O ganho da flexibilidade do diafragma é possível pela fixação de suas inserções cervicais, lombares e

costais, associada à contração excêntrica do diafragma.

Uma vez que os músculos tendem sempre ao encurtamento, é preciso alongá-los para devolver-lhes a força ativa e a flexibilidade. Sendo músculos pluriarticulares e dado que a tração exercida sobre um músculo retraído desestabiliza tanto os segmentos nos quais se inserem quanto os músculos que ali se fixam, tal tracionamento deverá ser progressivamente o mais abrangente possível. Isto se consegue fixando as extremidades em posição excêntrica, aumentando comprimento gradativamente, alinhando rigorosamente os segmentos e evitando qualquer compensação produzida por qualquer uma das inúmeras funções dos músculos estirados⁽¹³⁾.

São poucos os estudos existentes na literatura utilizando tratamentos posturais com a finalidade de ganhar força muscular respiratória. Deste modo, sugerem-se novas publicações que contribuam para novos conceitos dentro desta terapêutica e também nas disfunções respiratórias tornando a aplicabilidade desta técnica mais ampla.

CONCLUSÃO

No presente estudo, concluiu-se que o método RPG promoveu efeitos positivos na força muscular respiratória elevando significativamente os valores das pressões respiratórias máximas (PImáx e PEmáx) medidos por meio da manovacuômetria, sendo que num curto seguimento a PImáx manteve-se elevada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mota AYL, Barreto SL, Bin PR, Simões HG, Campbell CSG. Respostas cardiovasculares durante a postura sentada da Reeducação Postural Global (RPG). *Rev. Bras. Fisioter.*, 2008; 12(3):161-8.
2. Rosário JLR, Marques AP, Maluf AS. Aspectos clínicos do alongamento: uma revisão de literatura. *Rev. Bras. Fisioter.* 2004; 8(1):1-6.
3. Souchard PE. RPG: fundamentos da reeducação postural global. São Paulo: É Realizações; 2003.
4. Kisner C, Colby AL. Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas. 3. ed. São Paulo: Manole; 1998.
5. Azeredo CA. C. Fisioterapia Respiratória Moderna. 4. ed. São Paulo: Manole; 2002.
6. Moreno MA, Catai AM, Teodori RM, Borges BLA, Cesar MCC, 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):679-86.
7. Costa D, Sampaio LMM, Lorenzotto VAP, Jamami M, Damaso AR. Avaliação da força muscular respiratória e amplitudes torácicas e abdominais após a RFR em indivíduos obesos. *Rev. Latino-Am. Enfermagem* 2003; 11(2):156-60.
8. Stoco GF; Giacometti CGO; Ike D, Costa D. Valores previstos e observados de PImáx e PEmáx em indivíduos saudáveis. In: 4ª Mostra Acadêmica da UNIMEP; 2006; Piracicaba. Anais da 4ª Mostra Acadêmica da UNIMEP Piracicaba: UNIMEP; 2006.
9. McConnell AK, Copestake AJ. Maximum static respiratory pressures in healthy elderly men and women: issues of reproducibility and interpretation. *Respiration.* 1999; 66(1):251-8.
10. Souza RB. Pressões respiratórias estáticas máximas: Diretrizes para testes de função pulmonar. *J Bras Pneumol.* 2002; 28 supl. 3:155-65.
11. Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests: II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res* 1999; 32 (6):719-27.
12. Fozatti MCM, Palma P, Herrmann V, Dambros M. Impacto da reeducação postural global no tratamento da incontinência urinária de esforço feminina. *Rev. Assoc. Med. Bras.*, 2008; 54(1):17-22.
13. Souchard PE. Respiração. 3 ed. São Paulo: Summus Editorial; 1989.
14. Teodori RM, Moreno MA, Fiore Junior JF, Oliveira ACS. Alongamento da musculatura inspiratória por intermédio da reeducação postural global (RPG). *Rev. Bras. Fisioter.* 2003; 7(1):25-30.

Avaliação da Dimensão Vertical de Oclusão em crianças e adolescentes com normocclusão.

Vertical Dimension Pattern of Occlusion in a Sample of Brazilian Children with Normal Occlusion.

Analúcia Ferreira Marangoni⁽¹⁾, Jeniffer Holley Rodrigues⁽¹⁾, Manoela Domingues Martins⁽¹⁾, Kristianne Porta Santos Fernandes⁽¹⁾, Tatiana Oliveira de Santis⁽¹⁾, Raquel Agnelli Mesquita Ferrari⁽¹⁾, Luís Vicente Franco Oliveira⁽¹⁾, Sandra Kalil Bussadori⁽¹⁾.

Resumo

Introdução: A reprodução correta da Dimensão Vertical de Oclusão é a base para a manutenção da saúde do sistema estomatognático. Alguns métodos permitem a mensuração facial de forma reprodutível, como a comparação da distância Comissura labial - Canto do olho, com a distância Násio-Mento. **Objetivo:** Verificar o comprimento da Dimensão Vertical de Oclusão e sua correlação com o gênero em crianças e adolescentes. **Método:** Foram avaliados 176 indivíduos, dos quais 48 foram selecionadas dentro dos critérios de inclusão. A mensuração da dimensão vertical de oclusão foi realizada por meio de paquímetro digital e as medidas registradas em fichas individuais. Os dados foram estratificados por faixa-etária e analisados pelo teste t-pareado. Valores de p menores que 0,05 foram considerados significantes. **Resultados:** A Dimensão Vertical de Oclusão demonstrou medidas distintas por faixa etária e gênero, variando de 47,70 mm a 70,20 mm para Canto do olho-Comissura labial e 52,30 mm a 70,60 mm para Násio - Mento, no gênero feminino. Observou-se alteração estatisticamente significativa entre estas distâncias nas idades de 10 e 12 anos no gênero masculino, sendo que para o gênero feminino não foi constatada diferença significativa, considerando o nível de significância de 5%. **Conclusão:** É necessária a mensuração correta da Dimensão Vertical de Oclusão para a reprodução desta medida, respeitando-se a diferenciação por faixa etária e gênero, uma vez que alterações da Dimensão Vertical de Oclusão podem levar o paciente a alterações oclusais, musculares e articulares, além da predisposição a maloclusões.

Palavras-chave: Dimensão vertical, face, oclusão dentária, oclusão dentária traumática, articulação temporomandibular.

Abstract

Introduction: The correction reproduction of the vertical dimension of occlusion (VDO) is the basis for restoring health to the stomatognathic system. A number of methods allow facial measurement in a safe, reproducible manner, such as the comparison of distance from the lip commissure to corner of the eye (LC-CE) to the distance from the base of the nose to the chin (N-Ch). **Objective:** Determine VDO length in children between 7 and 12 years of age and the correlation of this length with gender. **Method:** One hundred seventy-six children were evaluated, among which 48 fulfilled the inclusion criteria. The data were stratified by age and analyzed using the paired Student's t-test. All p -values less than 0.05 were considered statistically significant. **Results:** There were different measures of VDO with regard to age and gender, ranging from 52.30 mm to 70.20 mm for the LC-CE distance and 52.30 mm to 70.60 mm for the N-Ch distance in the girls. There was no statistically significant difference between these distances in the ages of 10 and 12 years for males and that the correlation between LC-EC and N-Ch was not significant for females. For women, there was a correlation between LC-EC and N-Ch, considering the significance level of 5%. **Conclusion:** It is necessary to measure the correct VDO and standard measures for reproduction of this measure, while the differentiation by age and gender, since the change in VDO can lead the patient to occlusal changes, muscle and joint pain, beyond the predisposition to malocclusion.

Keywords: Vertical dimension, face, dental occlusion, traumatic dental occlusion, temporomandibular joint.

Artigo recebido em 9 de dezembro de 2010 e aceito em 5 fevereiro de 2011.

1. Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência:

Analúcia Ferreira Marangoni. Rua Antônio João de Medeiros, 412 casa 21 - Itaim - São Paulo, SP, Brasil. Tel: 11 3533-3070. Fax: 11 4638-4548. E-mail: analuciaferreiramarangoni@hotmail.com

INTRODUÇÃO

Dimensão Vertical de Oclusão (DVO) é o espaço que corresponde ao afastamento intermaxilar, quando do contato dos dentes naturais superiores e inferiores na condição de oclusão. Tendo em vista que os músculos elevadores se encontram em atividade quando os dentes estão em intercuspidação máxima, a DVO também é chamada de dimensão vertical ativa⁽¹⁾.

A DVO é a principal determinante para o estabelecimento do equilíbrio oclusal e facial. Alterações na DVO podem causar modificações oclusais, musculares - principalmente dos músculos digástrico e masseter - e nas articulações, podendo gerar quadros de disfunções temporomandibulares (DTM)^(2,3), além de comprometer a função e estética facial⁽⁴⁻⁶⁾.

Dentre os responsáveis pela alteração da DVO, os mais frequentemente observados na prática clínica são a perda de dentes posteriores e a diminuição de altura dos dentes por lesões de cárie ou hábitos parafuncionais^(7,8).

No grupo pediátrico a análise da DVO torna-se ainda mais relevante visto que estes pacientes encontram-se em fase de crescimento, com todas as estruturas articulatórias, bases ósseas e apicais em desenvolvimento. Entretanto, poucos estudos foram realizados no sentido de se obter protocolos clínicos ou medidas padrão de DVO por faixa etária específica para crianças⁽⁹⁻¹¹⁾ e este estabelecimento de medidas padrão é fundamental para que seja efetuada a reabilitação adequada da DVO respeitando os parâmetros de normalidade.

Em estudo anterior, Geerts et al⁽¹¹⁾ mensurou a DVO em crianças e adolescentes utilizando o paquímetro digital com o objetivo de avaliar a variação de medidas da dimensão vertical nas diferentes faixas etárias. Este método de mensuração foi considerado como padrão ouro, por ser não invasivo, sem riscos, de rápida execução, de baixo custo e com boa reprodutibilidade.

Desta maneira, diante da importância da dimensão vertical para o desenvolvimento fisiológico do sistema estomatognático, o objetivo deste estudo piloto foi avaliar as medidas de Dimensão Vertical de Oclusão em uma população de crianças e adolescentes para fornecer parâmetros específicos de variabilidade por faixa etária e gênero com reprodutibilidade científica.

MÉTODO

Trata-se de um estudo transversal, observacional, elaborado de acordo com as diretrizes da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e com parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa, número 256450. Os responsáveis pelas crianças foram devidamente informados quanto ao método utilizado e, após concordância, assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Foram avaliadas 176 crianças devidamente matriculadas no Instituto Rogacionista, sendo considerados como critérios de inclusão pacientes em normocclusão e sem lesões de cárie ou perda de elementos dentais. Foram excluídas do estudo crianças e adolescentes com patologias neurológicas e que foram submetidas ou estivessem em tratamento ortodôntico ou ortopédico dos maxilares.

Assim, a amostra do estudo foi composta por 48 indivíduos, sendo 15 do gênero masculino e 33 do gênero feminino, com faixa etária entre 7 e 12 anos. Os voluntários foram submetidos a um exame clínico detalhado e as informações coletadas foram registradas em fichas individuais, realizado por um avaliador previamente treinado.

Para mensurar a DVO foi realizado exame clínico com as crianças sentadas, com a cabeça alinhada em relação ao corpo, olhar fixo em um ponto determinado e sob luz natural, sendo as medidas tomadas em oclusão cêntrica (OC). Os exames foram realizados pelos pesquisadores sem controle de tempo.

Para a mensuração dos dados referentes à dimensão vertical de oclusão (DVO) foram utilizadas as seguintes medidas, obtidas por meio de paquímetro digital (Mytutoyo)⁽¹¹⁾.

- 1 - Distância comissura labial - canto do olho (Cl - Co);
- 2 - Distância base do nariz - mento (Na - Me)

Os dados foram analisados com o auxílio do software *SAS for Windows versão 9.1.3*. As distâncias Cl-Co e Na-Me para todas as idades e estratificado por faixa-etária foram avaliadas por meio do teste t-pareado. Valores de p menores que 0,05 foram considerados estatisticamente significantes.

RESULTADOS

Das 48 crianças avaliadas, 15 (31,25%) eram do gênero masculino e 33 (68,75%) do feminino. A média de idade foi de $9,8 \pm 1,56$ anos. De acordo com as distâncias Cl-Co e Na-Me, considerando todas as idades e com as medidas mínimas e máximas obtidas entre as idades de 7 a 12 anos, observou-se média de $59,68 \pm 4,55$ mm para Cl-Co, e $61,39 \pm 4,48$ mm para Na-Me. A tabela 1 mostra as estatísticas descritivas para Cl-Co e Na-Me, considerando a idade e as medidas mínimas e máximas obtidas entre as idades de 7 a 12 anos.

Tabela 1. Estatísticas descritivas considerando todas as idades e a correlação entre Cl-Co e Na - Me.

Distância	média±dp	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Mediana
Cl - Co	59,30±4,52	47,70	70,20	59,10
Na- Me	60,84±4,03	52,30	70,60	61,30

Tabela 2. Estatísticas descritivas das medidas realizadas estratificadas por idade.

Idade	Distância	média±dp	Mínimo (mm)	Máximo (mm)	Mediana
7 anos	Cl-Co	56,93±4,28	56,70	61,40	58,60
	Na-Me	58,90±2,36	56,70	61,40	58,60
8 anos	Cl-Co	58,45±2,64	56,20	63,50	57,75
	Na-Me	59,50±2,98	56,10	63,50	59,45
9 anos	Cl-Co	57,59±4,83	47,40	65,20	58,60
	Na-Me	57,28±3,64	52,30	64,70	56,70
10 anos	Cl-Co	57,17±3,94	49,10	62,70	57,10
	Na-Me	60,80±3,79	54,50	66,30	61,30
11 anos	Cl-Co	63,03±3,74	56,10	67,00	63,10
	Na-Me	61,90±3,56	57,80	68,70	61,30
12 anos	Cl-Co	61,37±4,54	52,50	70,20	62,05
	Na-Me	64,71±2,40	59,80	67,60	65,40

Estratificando estas medidas por faixa etária, observou-se que as medidas tiveram variação mínima de 47,70 mm aos 9 anos de idade e máxima de 70,20 mm aos 12 anos para a distância Cl-Co. Já para a medida Na-Me, o valor mínimo observado foi de 52,30 mm aos 9 anos e máximo de 70,60 mm aos 14 anos de idade (Tabela 2).

Obtendo-se as correlações entre as variáveis, tem-se o resultado de 0,47 de correlação entre Cl-Co e Na-Me, significativo no nível de 5%. Nota-se, assim, que existe correlação entre Cl-Co e Na-Me. Comparando estas medidas por meio do teste t-pareado, para todas as idades e estratificando por faixa etária, têm-se os resultados mostrados na tabela 3.

Tabela 3. Teste t-pareado para Cl-Co e Na-Me para todas as idades e estratificado por faixa-etária.

Idade	Variável	T	p-valor
Todas	Cl-Co _Na-Me	-2,60	0,0135*
7 anos	Cl-Co _Na-Me	-0,53	0,6516
8 anos	Cl-Co _Na-Me	-0,69	0,4642
9 anos	Cl-Co _Na-Me	0,19	0,8571
10 anos	Cl-Co _Na-Me	-2,47	0,0390*
11 anos	Cl-Co _Na-Me	0,73	0,4949
12 anos	Cl-Co _Na-Me	-2,25	0,0509*

Desse modo, nota-se que existiu diferença estatisticamente significativa entre Cl-Co e Na-Me para a idade de 10 anos. Para a idade de 12 anos, o p-valor foi de exatamente 5%, podendo ser considerado significativo. As demais comparações não foram significantes.

Estratificando por gênero, notou-se que a correlação entre Cl-Co foi significativa para o gênero masculino ($p = 0,01126$). Já para o feminino, não existiu uma correlação entre Cl-Co e Na-Me ($p = 0,60959$), consideran-

do o nível de significância de 5%.

Uma análise segundo um esquema fatorial, considerando gênero, idade e interação gênero- idade não revelou resultado significativo. A Tabela 4 mostra as médias e desvios padrões estratificados por sexo e idade; não foram encontradas diferenças significativas entre médias.

Tabela 4. Comparações para as variáveis Cl-Co e Na-Me segundo gênero e idade.

Gênero	Idade	Cl-Co (mm)	Na-Me (mm)
Feminino	7 anos	59,2±2,1	56,7±6,0
	8 anos	63,5±1,0	61,4±5,1
	9 anos	57,3±5,1	56,9±3,7
	10 anos	57,0±4,9	60,7±2,9
	11 anos	62,6±3,9	62,3±3,7
	12 anos	62,8±3,9	64,7±2,5
Masculino	7 anos	55,8±5,4	57,2±1,5
	8 anos	57,4±1,0	60,0±2,0
	9 anos	60,0±4,1	59,1±3,2
	10 anos	57,6±1,4	60,2±5,5
	11 anos	65,8±3,4	61,0±6,0
	12 anos	58,1±5,0	59,3

DISCUSSÃO

Para o restabelecimento da função fisiológica normal do paciente, é necessário que a DVO seja reproduzida de forma correta, principalmente na fase de crescimento, onde todas as estruturas ósseas, musculares, tegumentares e articatórias estão se desenvolvendo. Os resultados do presente estudo evidenciaram que a DVO demonstrou medidas distintas nas crianças e adolescentes em todas as faixas etárias avaliadas. Em especial, foram observadas alterações nas distâncias Cl-Co e

Na-Me nas idades de 10 e 12 anos.

De acordo com a literatura^(12,13), não há um consenso em relação às medidas da DVO na dentição decídua e mista, porém cita-se que em adultos⁽¹⁴⁾ esta distância deve ter a mesma proporção que a CI-Co para que haja equilíbrio facial e para que a parte muscular trabalhe de forma correta, evitando, também, problemas futuros de maloclusão^(14,15).

Geerts¹¹, ao avaliar medidas de crianças e adolescentes em relação à DVO, observou que esta medida variou em relação à idade e ao gênero, assim como neste estudo. Entretanto, não houve uma classificação em relação a estas crianças terem ou não alterações oclusais em relação ao tipo de mordida, o que poderia levar a alterações em relação a esta variabilidade se nesta amostra houvesse crianças e adolescentes portadores de maloclusões. Neste estudo, a amostra foi padronizada para avaliação da DVO somente em neutroclusão, com o objetivo de se avaliar a variação desta medida em situação fisiológica.

Na fase de crescimento, a altura facial ântero-inferior é a região da face que sofre as maiores variações com o crescimento, sendo a maior responsável pelas alterações da proporção entre altura facial anterior total e altura facial ântero-inferior⁽¹⁶⁾.

Observou-se que as medidas da distância CI-Co e Na-Me mantiveram correlação em todas as faixas-etárias estudadas quando avaliadas como um só grupo. Entretanto, optou-se por dividir as crianças e adolescentes em subgrupos por faixa-etária, devido à instabilidade de crescimento que acontece no momento do levantar da DVO quando do irrompimento dos diferentes dentes permanentes e ocasionada pelo crescimento ativo de aposição e reposição óssea⁽¹²⁾. Desta maneira, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para as idades de 10 e 12 anos no gênero masculino.

Portanto, a prática da clínica odontológica infantil mostra-nos que a criança apresenta situações específicas, não encontradas nos adultos. Nítidas diferenças (crescimento e desenvolvimento, resposta teciduais e orgânicas, bem como o comportamento e a estruturação da personalidade) nos fazem optar por métodos semiológicos e técnicos de exame físico que, apesar de possuírem as mesmas finalidades de formulação diag-

nóstica e terapêutica, devem ter uma abordagem diversa daquela aplicada para o adulto⁽¹⁶⁾. Desta maneira, estudos com medidas-padrão, que considerem idade, gênero e cinética de desenvolvimento oclusal de crianças e adolescentes são de extrema importância⁽¹⁷⁾.

Neste estudo, a variação mínima da DVO foi de 47,0 mm aos 9 anos de idade e máxima de 70,20 mm aos 12 anos para a distância CI-Co. Já para a medida Na-Me, o valor mínimo observado foi de 52,30 mm aos 9 anos e máximo de 70,60 mm aos 14 anos de idade. Em adultos, observou-se uma variação da DVO de 61 a 76 mm⁽¹⁷⁾, o que corrobora para a importância da individualidade de medidas de acordo com o crescimento.

Além disso, sabe-se que para cada 3 mm em média de variação da distância vertical de oclusão, ocorre aproximadamente uma alteração de 0,8 mm na relação central. Deve-se, portanto, salientar a importância da manutenção da distância vertical durante a fase de recuperação da DVO para que seja mantida a relação central⁽¹⁸⁾.

Com base nos resultados encontrados, torna-se evidente a necessidade de técnicas de fácil reprodutibilidade e de baixo custo que possam ser utilizadas em larga escala para a observação da DVO, respeitando-se o ciclo de crescimento e desenvolvimento de cada faixa etária, além de evitar a exposição de crianças e adolescentes a radiações oromandibulares no momento da escolha do método de mensuração da dimensão vertical⁽¹⁹⁻²¹⁾.

Este tipo de abordagem em relação à DVO nos faz observar a necessidade de mais estudos, tanto em relação às medidas faciais nas diferentes fases de crescimento, quanto aos métodos que podem ser mais eficazes no restabelecimento da oclusão, para que haja um pronto restabelecimento da função estomatognática do paciente.

CONCLUSÃO

A Dimensão Vertical de Oclusão demonstrou medidas distintas por faixa etária e gênero. Observou-se alteração estatisticamente significativa entre estas distâncias nas idades de 10 e 12 anos no gênero masculino, sendo que a correlação entre Canto do olho-Comissura labial e Násio-Mento não foi significativa para o feminino.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Tamaki T Dentaduras completas. São Paulo: Sarvier, 1988.
2. Al-Ninri KS. Vertical Changes in class II division I malocclusion after premolar extraction. The Angle Orthodontist. 2008, 76(1):52-58.
3. Chacona RL. Enamel loss and occlusal vertical dimension: causes and considerations for treatment. Dent Today. 2003, 22(4):92-7.
4. Mack MR. Facially generated occlusal vertical dimension. Compend Contin Educ Dent. 1997, 18(12):1183-6.

5. Ohnuki Y, Kawai N, Tanaka E, Langenbach GE, Tanne K, Saeki Y. Effects of increased occlusal vertical dimension on daily activity and myosin heavy chain composition in rat jaw muscle. *Arch Oral Biol.* 2009, 54(8):783-9.
6. Krey KF, Dannhauer KH. *J Orofac Orthop.* Morphometric analysis of facial profile in adults. 2008, 69(6):424-36.
7. Reshad M, Jivraj S. The influence of posterior occlusion when restoring anterior teeth. *J Calif Dent Assoc.* 2008, 36(8):567-74.
8. Kau CH, Richmond S. Three-dimensional analysis of facial morphology surface changes in untreated children from 12 to 14 years of age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008, 134 (6):751-60.
9. Misch CE. Guidelines for maxillary incisal edge position-a pilot study: the key is the canine. *J Prosthodont.* 2008, 17(2):130-4.
10. Cutbirth ST. Increasing vertical dimension: considerations and steps in reconstruction of the severely worn dentition. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2008, 20(10):619-26.
11. Geerts GA, Stuhlinger ME, Nel DG. A comparison of the accuracy of two methods used by pre-doctoral students to measure vertical dimension. *J Prosthet Dent.* 2004, 91(1):59-66.
12. Sant'Ana, E. Avaliação comparativa do padrão de normalidade do perfil facial em pacientes Brasileiros leucodermas e em Norte-Americanos. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2009, 14 (1): 80-89.
13. Balancini, BC. Conociendo acerca de la radiación en los niños / what we should know about radiation in children. *Med Infant.* 2008, 15(2):194-199.
14. Mack MR. Vertical dimension: a dynamic concept based on facial form and oropharyngeal function. *J Prosthet Dent.* 1991, 66(4):478-85.
15. Osibote, AO. Avaliação das doses de radiação em pacientes adultos e pediátricos em exames de radiodiagnóstico / Evaluation of the doses of radiation in adult patients and pediátricos in exams of radiodiagnosis. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2006, 16(3): 101.
16. Toledo OA. *Odontopediatria.* 3ª ed. São Paulo: Premier, 2005.
17. Mohindra NK, Bulman JS. The effect of increasing vertical dimension of occlusion on facial aesthetics. *BR Dent J.* 2002, 192 (3):164-8.
18. Alarcón, Miguel. La irradiación durante el embarazo. *Med UIS.* 1990, 4 (1):20-5.
19. Rosenbauer KA, Engelhardt JP, Kach H, Stuttgart U. O sistema estomatognático como unidade funcional. In: *Anatomia Clínica da Cabeça e do Pescoço aplicada à Odontologia.* Porto Alegre: Artmed, 2001.
20. Mason RM. A retrospective and prospective view of orofacial mycology. *Int J Orofacial Myology.* 2008, 34:5-14.
21. Nobuyasu M. Padrões cefalométricos de Ricketts aplicados a indivíduos brasileiros com oclusão excelente. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2007, 12 (1):125-156.

Artigo Original

Análise da influência da manipulação na coluna vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor.

Analysis of the influence of the spinal manipulation in hand strength and pain threshold.

Andressa Pereira⁽¹⁾, Patricia Ogliari⁽¹⁾, Poliana Debiazi⁽¹⁾, Vanessa Cerqueira Pacini⁽¹⁾, Vivian Viani Picanço⁽¹⁾, Alberito Rodrigo de Carvalho⁽²⁾, Gladson Ricardo Flor Bertolini⁽²⁾.

Resumo

Introdução: Um método que pode influenciar na força de preensão palmar e limiar de dor é a terapia manual, sendo a manipulação vertebral uma das mais utilizadas. **Objetivo:** Verificar a influência da manipulação vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor. **Método:** Trinta e seis voluntários foram divididos aleatoriamente em dois grupos: grupo placebo (GP), que não recebeu o tratamento efetivo e o grupo manipulado (GM), que recebeu manipulação na primeira vértebra torácica-T1, sendo que este último grupo foi subdividido quanto à presença de disfunção de T1 (GMcd) ou sem disfunção de T1 (GMsd). Todos os grupos foram avaliados quanto à força de preensão palmar e dor no processo espinhoso e dermatomo de T1, no membro superior dominante, antes e após a intervenção, com dinamômetro e dolorímetro respectivamente. **Resultados:** Antes da intervenção, o limiar de dor no GM era de $0,7031 \pm 0,4634$, no grupo GP $0,6817 \pm 0,4171$, no GMcd $0,6808 \pm 0,4287$, e no GMsd $0,7475 \pm 0,5435$, após as intervenções esses valores foram de $0,6656 \pm 0,3548$, $0,7469 \pm 0,4704$, $0,6569 \pm 0,3669$ e $0,6808 \pm 0,3446$, respectivamente. Quanto a força de preensão palmar, os valores prévios a intervenção foram $7,27 \pm 2,56$ no GM, $7,5 \pm 3,29$ no GP, $7,22 \pm 3,00$ no GMcd e $7,35 \pm 1,90$ no GMsd, sendo que após foram $7,55 \pm 2,18$, $7,33 \pm 3,70$, $7,54 \pm 2,13$ e $7,57 \pm 2,42$, respectivamente. A estatística foi realizada por meio do teste t não pareado (inter-grupos), e teste t pareado (intra-grupos), não havendo resultados significativos. **Conclusão:** não foi possível verificar influência da manipulação vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor.

Palavras-chave: Manipulação da coluna, força da mão, medição da dor.

Abstract

Introduction: A method that has an influence on the hand strength and pain threshold is manual therapy, being spinal manipulation one of the most used. **Objective:** To investigate the influence of spinal manipulation in hand strength and pain threshold. **Method:** Thirty-six volunteers were randomly divided into two groups: placebo group (PG), which did not receive effective treatment and the manipulated group (MG), who received manipulation on the first thoracic vertebra-T1, and the last group who was subdivided as dysfunction of T1 (MGd) or without dysfunction of T1 (MGwd). All groups were assessed for hand strength and pain in the dermatome and spinous process of T1, the dominant upper limb, before and after the intervention, with a dynamometer and algometer, respectively. **Results:** Before intervention, the pain threshold in MG was 0.7031 ± 0.4634 , in PG group was 0.6817 ± 0.4171 , in MGd group was 0.6808 ± 0.4287 , and in MGwd group was 0.5435 ± 0.7475 ; after intervention, these values were 0.6656 ± 0.3548 , 0.7469 ± 0.4704 , 0.6569 ± 0.3669 and 0.6808 ± 0.3446 , respectively. For hand strength, the values before intervention were $7:27 \pm 2.56$ in MG, 7.5 ± 3.29 in PG, 7.22 ± 3.00 in MGd and $7:35 \pm 1.90$ in MGwd, and after the values were $7:55 \pm 2:18$, $7:33 \pm 3.70$, $7:54 \pm 2.13$ and 7.57 ± 2.42 , respectively. The statistical analysis was performed using the unpaired t test (between groups), and paired t test (inside group), with no significant results. **Conclusion:** It was not possible to verify the influence of spinal manipulation on the hand strength and pain threshold.

Keywords: Spinal manipulation, hand strength, pain measurement.

Artigo recebido em 30 de outubro de 2010 e aceito em 7 março de 2011.

1. Fisioterapeutas, egressas do curso de Fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – Unioeste, Cascavel, Paraná, Brasil.
2. Docentes do curso de Fisioterapia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – Unioeste, Cascavel, Paraná, Brasil.

Endereço para Correspondência:

Gladson Ricardo Flor Bertolini. Rua Universitária, 2069 – Colegiado de Fisioterapia. CEP 85819-110. Caixa Postal: 711. Cascavel, PR. E-mail: gladson_ricardo@yahoo.com.br.

INTRODUÇÃO

Segundo Moura et al.⁽¹⁾, o único ser apto a manipular objetos e efetuar trabalhos manuais com equilíbrio, firmeza e versatilidade é o homem, sendo as mãos estruturas dotadas de mecanismos extremamente especializados que permitem atividades únicas. Esse órgão sensitivo e motor apresenta grande complexidade de função e importância psicossocioeconômica, tendo seus movimentos controlados pelo hemisfério cerebral contralateral e sua inervação originada do plexo braquial, nas raízes de C7 e T1⁽²⁾.

Entre os movimentos realizados pelas mãos está a preensão palmar, que segundo Napier⁽³⁾, apresenta apenas dois padrões básicos de preensão: de força e de precisão. A forma mais delicada é a preensão de precisão, que se refere a segurar o objeto entre a face palmar ou lateral dos dedos e o polegar oposto. A preensão de força favorece o uso total da força, a qual corresponde em segurar um objeto entre os dedos parcialmente flexionados, em oposição à contrapressão gerada pela palma da mão, a eminência tenar e o segmento distal do polegar.

A aferição da força de preensão palmar, também denominada de dinamometria manual (DM) é uma das maneiras de quantificar essa força. A DM consiste em um teste rápido, de baixo custo e pouco invasivo, sendo realizado por meio de um aparelho portátil, chamado dinamômetro. A DM é muito utilizada na área de reabilitação por terapeutas ocupacionais, fisioterapeutas e médicos; tendo grande utilidade na avaliação funcional⁽⁴⁾.

Segundo a *International Association for the Study of Pain* (IASP) a dor é definida como sendo uma "desagradável experiência sensorial e emocional associada a um dano atual ou potencial do tecido, ou descrita em termos deste dano"⁽⁵⁾. A avaliação da sensibilidade dolorosa pode ser realizada por meio de um aparelho que aplica uma pressão sobre a superfície da pele, exercendo um estímulo físico sobre os nociceptores, o que permite verificar a capacidade de percepção e de tolerância dolorosa^(6,7). Este aparelho é denominado algômetro ou dolorímetro, o qual registra a sensação de dor provocada pela pressão que é definida pelo paciente que informa ao pesquisador o momento da percepção dolorosa⁽⁶⁾.

Um método que pode influenciar na força de preensão palmar e limiar de dor é a terapia manual. A terapia manual utiliza várias técnicas com finalidades terapêuticas, aplicadas manualmente sobre tecidos musculares, ósseos, conjuntivos e nervosos com objetivo de favorecer reações fisiológicas que equilibram e normalizam esses tecidos^(8,9). Dentre as técnicas utilizadas na terapia manual, a manipulação vertebral (MV) é usada para descrever uma técnica que emprega um impulso dinâmico de pequena amplitude e alta velocidade, conhecido como "thrust"^(10,11), procedimento este que proporciona

alterações na excitabilidade reflexa e no processamento sensitivo⁽¹²⁾.

Baseado nisso, o presente estudo adotou a hipótese que as técnicas de manipulação vertebral para primeira vértebra torácica, um dos locais de origem das raízes motoras do nervo mediano que inerva os músculos flexores palmares⁽²⁾, pode ser capaz de alterar a força de preensão palmar de sujeitos normais. Assim como influenciar no limiar de dor, por gerar alterações de mecanismos reflexos e modulação da dor por vias ascendentes e descendentes⁽¹²⁾.

Em virtude do que foi exposto, o objetivo deste trabalho foi verificar a influência da manipulação vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor à preensão.

MÉTODO

O presente estudo trata-se de um ensaio clínico, aleatório, duplo cego, realizado no Laboratório de Estudo das Lesões e Recursos Fisioterapêuticos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná - Unioeste após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Unioeste.

A amostra foi composta por 36 voluntários saudáveis, de ambos os gêneros, sendo 83% do gênero feminino e 17% do gênero masculino, com idade entre 18 e 22 anos, com média de 19,5 anos, sendo o membro superior dominante direito o predominante em 100% da amostra. Os indivíduos deveriam respeitar os seguintes critérios de inclusão: acadêmicos de primeiro ou segundo ano de quaisquer cursos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Campus Cascavel-PR; indivíduos que apresentassem a funcionalidade das mãos inalteradas e indivíduos que tivessem disponibilidade para participar do estudo assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE); critérios de não inclusão: indivíduos que relatassem diagnóstico clínico de qualquer patologia referente à coluna vertebral e/ou membros superiores e indivíduos que tivessem restrição no leito por mais de cinco dias nos últimos dois meses e critérios de exclusão: indivíduos que apresentassem resultados positivos para o teste de Dekleyn e o teste de compressão de Jackson, os quais indicam comprometimento da artéria vertebral e compressão dos discos intervertebrais na coluna cervical, respectivamente e indivíduos que não comparecessem a avaliação agendada por duas vezes.

A seleção dos indivíduos foi feita pelos pesquisadores por meio de convite. Os indivíduos interessados compareceram para a realização da pesquisa, onde se observou o perfil dos mesmos no que concerne aos critérios de inclusão, não inclusão e exclusão, por meio de uma avaliação que constou de uma anamnese.

Os sujeitos da pesquisa foram divididos em dois grupos: grupo placebo (GP) e grupo manipulado (GM). Isto foi feito mediante um sorteio aleatório, em que cada

grupo constou de 18 indivíduos. Esse sorteio foi realizado pelo próprio voluntário e somente o pesquisador, que realizou as técnicas manipulativas, sabia a qual grupo cada indivíduo pertencia.

Após a randomização, o avaliador realizou os testes de Deklyn e o teste de compressão de Jackson nos indivíduos de ambos os grupos. Logo após, foi feita a primeira verificação da força muscular de preensão palmar com o dinamômetro North Coast®, NC 70154, previamente calibrado. E a primeira verificação com o dolorímetro de pressão da marca Kratos®, com capacidade de desenvolver até 50 Kgf. Os valores obtidos foram anotados na ficha de avaliação do indivíduo. Foi realizado o tratamento específico para cada grupo e em seguida foi realizada a segunda verificação de força e de dor.

O dinamômetro foi aplicado apenas no membro superior dominante, sendo que para isso, o indivíduo permaneceu sentado com o ombro aduzido e neutramente rodado, cotovelo flexionado a 90°, antebraço em posição neutra, e o punho entre 0° e 30° de extensão e 0° a 15° de desvio ulnar. Foi solicitado que o voluntário repetisse três vezes o teste. A primeira foi um teste para que o indivíduo pudesse aprender o funcionamento do aparelho⁽⁴⁾.

Pedi-se que o indivíduo segurasse, firmemente, um período de contração muscular contínua de 3 segundos para que o aparelho registrasse a máxima leitura do dinamômetro. Em seguida, solicitou-se ao indivíduo que realizasse a segunda e terceira contrações. Entre as leituras, foi permitido ao indivíduo um período de descanso de 1 minuto, para evitar o efeito da fadiga muscular. Quando, dentre as três aferições, o maior valor aparecesse na última delas, o teste seria repetido até que um valor inferior fosse reproduzido⁽⁴⁾. Destas, foi utilizado o resultado do teste de maior valor entre as aferições. Após a manipulação da coluna vertebral, foi solicitado ao paciente que repetisse o teste.

A aplicação do dolorímetro foi realizada no dermatomo de T1 do membro superior dominante, e para isso os participantes estavam deitados em decúbito dorsal, braço em supinação e extensão de cotovelo. Aplicou-se uma pressão perpendicular à superfície da pele, com uma velocidade de 1 cm/s na parte anterior do braço, 3 dedos abaixo da linha axilar (dermatomo de T1). Essa pressão foi aplicada até que relatassem que a sensação de pressão se transformasse em dor, enquanto um manômetro registrava a força realizada. Valores mais baixos indicaram limiar de dor mais baixo.

Após estes procedimentos de avaliação, o GM foi avaliado quanto a presença ou não de disfunção da vértebra T1, pela palpação da mesma e com um dedo sensitivo percebeu-se a translação desta no sentido contralateral a inclinação da cabeça. Caso essa translação não fosse percebida, era caracterizado como uma disfunção desta vértebra. Portanto, o GM foi subdividido

em novos dois grupos: grupo manipulado com disfunção vertebral (GMcd) e grupo manipulado sem disfunção vertebral (GMsd).

As intervenções consistiram de duas técnicas manipulativas de alta velocidade, realizadas por uma das pesquisadoras, a qual possui a formação em terapia manual. No GM a técnica manipulativa foi realizada com a finalidade de estimular o nervo mediano, e no GP foi realizada uma técnica no nível somático de L3, que não tem nenhuma relação com o nervo mediano.

O tratamento estatístico foi realizado pelo software GraphPad Prism 3.0. A estatística descritiva foi apresentada na forma de média e desvios-padrão. A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Smirnov-Komogorof. Para as comparações intra-grupos, caso os dados respeitassem a distribuição normal, foi utilizado o teste *t* pareado, e, nos casos em que os dados não respeitassem distribuição normal, utilizou-se o Wilcoxon test.

Para as comparações inter-grupos, caso os dados respeitassem a distribuição normal, foi utilizado o teste *t* não pareado, e, nos casos em que os dados não respeitassem distribuição normal, foi utilizado o Mann-Whitney test. Para todos os testes descritos acima foi adotado ($p \leq 0,05$).

Foram realizadas comparações entre os grupos para identificar se os mesmos apresentavam diferenças significantes quanto aos dados de base de cada variável. Para tal, se os dados mostrassem distribuição normal foi utilizado o teste *t* não pareado. Se os dados não respeitassem distribuição normal foi utilizado o Mann-Whitney test. Os mesmos procedimentos foram utilizados para comparar se houvessem diferenças estatísticas para cada uma das variáveis entre os grupos após a intervenção.

RESULTADOS

Foram comparadas as variáveis limiar de dor e força de preensão palmar, em cada grupo, antes e depois da intervenção, valores estes descritos na tabela 1. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa, sendo que os valores apresentaram um coeficiente de variação com média de 60%.

No grupo manipulado foi avaliada a presença de disfunção na primeira vértebra torácica, sendo que dos 18 indivíduos avaliados 66,67% apresentaram disfunção.

Na comparação das variáveis limiar de dor e força de preensão palmar entre os grupos manipulado e placebo e entre os grupos manipulado com disfunção e sem disfunção, também não houve resultado estatisticamente significativo, resultados observados nas tabelas 2 e 3 respectivamente. O coeficiente de variação também apresentou média de 60%.

DISCUSSÃO

Para Evans⁽¹³⁾, a terapia manual vertebral produz efeitos simultâneos de hipotalgesia e estimulação simpá-

Tabela 1. Comparação intra-grupos das variáveis: limiar de dor e força de preensão palmar antes e depois a aplicação da técnica de terapia manual.

	Grupos	Pré	Pós	Valor de P
Limiar de dor	GM	0.7031 ± 0.4634	0.6656 ± 0.3548	0.5859
	GP	0.6817 ± 0.4171	0.7469 ± 0.4704	0.2565
	GMcd	0.6808 ± 0.4287	0.6569 ± 0.3669	0.7639
	GMsd	0.7475 ± 0.5435	0.6808 ± 0.3446	0.6508
Força de preensão palmar	GM	7.27 ± 2.56	7.55 ± 2.18	0.3722
	GP	7.5 ± 3.29	7.33 ± 3.70	0.6465
	GMcd	7.22 ± 3.00	7.54 ± 2.13	0.5036
	GMsd	7.35 ± 1.90	7.57 ± 2.42	0.5546

GM – grupo manipulado, GP – grupo placebo, GMcd – grupo manipulado com disfunção, GMsd – grupo manipulado sem disfunção, estatisticamente significativo se $p < 0,05$.

Tabela 2. Comparação inter-grupos das variáveis: limiar de dor e força de preensão palmar antes e depois a aplicação da técnica de terapia manual.

		GM	GP	Valor de P
Limiar de dor	pré	0.7031 ± 0.4634	0.6817 ± 0.4171	0.8375
	pós	0.6656 ± 0.3548	0.7469 ± 0.4704	0.41
Força de preensão palmar	pré	7.27 ± 2.56	7.5 ± 3.29	0.8229
	pós	7.55 ± 2.18	7.33 ± 3.70	0.8277

GM – grupo manipulado, GP – grupo placebo, estatisticamente significativo se $P < 0,05$

Tabela 3. Comparação das variáveis: limiar de dor e força de preensão palmar antes e depois a aplicação da técnica de terapia manual nos grupos com e sem disfunção em T1.

		GMcd	GMsd	Valor de P
Limiar de dor	pré	0.6808 ± 0.4287	0.7475 ± 0.5435	0.6902
	pós	0.6569 ± 0.3669	0.6808 ± 0.3446	0.8581
Força de preensão palmar	pré	7.22 ± 3.00	7.35 ± 1.90	0,9204
	pós	7.54 ± 2.13	7.57 ± 2.42	0,9812

GMcd – grupo manipulado com disfunção, GMsd – grupo manipulado sem disfunção, estatisticamente significativo se $P < 0,05$

tica. Na manipulação vertebral ocorrem consequências fisiológicas por meio de efeitos sobre a informação sensorial para o sistema nervoso central, por meio de aferências do fuso muscular e órgão tendinoso de Golgi^(14,15) e alterações de mecanismos reflexos de modulação da dor por vias ascendentes e descendentes⁽¹⁶⁾.

A literatura cita diferentes mecanismos de supressão da dor por meio da manipulação vertebral. Um desses mecanismos é a quebra do ciclo dor-espasmo-dor. No espasmo a atividade gama é excessiva sobre um músculo ou sobre um grupo muscular, pois os motoneurônios gama disparam permanentemente e mantém as fibras intrafusais em um estado de contração constante^(17,18). A dor, portanto, é proveniente de efeito direto do espasmo muscular ao estimular os receptores mecanossensíveis; efeito indireto do espasmo comprimindo os vasos sanguíneos e causando a isquemia; e também porque o espasmo aumenta o metabolismo no tecido muscular tor-

nando assim a isquemia ainda maior, liberando substâncias químicas indutoras da dor⁽¹⁹⁾.

Ao realizar a manipulação vertebral ocorre o estiramento da cápsula articular, estimulando os receptores de Pacini; provoca o estiramento dos músculos monoarticulares, estimulando os corpúsculos tendinosos de Golgi. Esses estímulos causam um reflexo aferente em direção a medula espinal que em resposta inibem os motoneurônios gama⁽¹⁷⁾. Assim, o músculo que está em espasmo relaxa, anulando o ciclo dor - espasmo - dor.

Outro possível mecanismo para supressão da dor pode ser proveniente da ativação do sistema opióide endógeno⁽²⁰⁾. O sistema de analgesia do encéfalo e da medula espinal é constituído por três componentes principais: a substância cinzenta periaquedutal e áreas periventriculares; o núcleo magno da rafe e núcleo reticular paragigantocelular; e complexo inibitório da dor, localizado nos cornos dorsais da medula espinal⁽¹⁹⁾.

O estudo realizado por Sterling et al⁽²¹⁾ sugere que a terapia manual vertebral exerce ativação das vias descendentes inibitórias da área cinzenta periaquedutal dorsal do mesencéfalo. A estimulação da substância cinzenta periaquedutal é capaz de suprimir a dor, pois ao serem estimuladas secretam encefalina (substância opióide). Além disso, a estimulação dos neurônios locais da medula espinal também secretam a encefalina. Então, acredita-se que essa substância cause tanto a inibição pré-sináptica quanto pós-sináptica das fibras de dor do tipo C e A δ , atuando, portanto, no mecanismo de modulação da dor⁽¹⁹⁾.

Alguns estudos evidenciaram que a terapia manual é capaz de aumentar a tolerância à dor. Vernon et al⁽²²⁾ relataram um aumento de 8% dos níveis de endorfina no plasma sanguíneo 5 minutos após a manipulação vertebral.

Outro estudo comparou o efeito de duas técnicas da terapia manual: manipulação (*thrust*) e mobilização no limiar de dor a pressão. Houve diferença significativa entre os grupos, resultando em melhora de 45% no limiar de dor à pressão do grupo manipulação, enquanto que não houve melhora no grupo mobilização, sugerindo que a manipulação foi superior à mobilização na redução do limiar de dor a pressão⁽²³⁾.

Glover et al⁽²⁴⁾ analisaram áreas da pele da região lombar com quadro algico por meio de uma picada dolorosa. Quinze minutos após a manipulação da coluna lombar, o tamanho da área em que as alfinetadas provocavam dor foi reduzida.

Terrett e Vernon⁽²⁵⁾ quantificaram a redução da sensibilidade a dor após a manipulação da coluna vertebral. Eles estabeleceram um modelo de sensação de dor por meio de uma estimulação elétrica dos tecidos cutâneos paraespinais. Um observador cego avaliou a corrente mínima necessária para provocar dor (limiar da dor) e a corrente máxima tolerada que provocava a dor (tolerância da dor) em sujeitos com regiões de tensão da coluna torácica. Foi encontrado que a manipulação vertebral aumentou significativamente os níveis de tolerância a dor.

No entanto, os resultados deste estudo não corroboraram com os estudos supracitados, já que não foi encontrado aumento no limiar de dor quando comparado o grupo placebo e manipulado, e quando comparou-se indivíduos com disfunção e sem disfunção vertebral. Uma hipótese para os resultados deste estudo não serem sig-

nificativos foi o coeficiente de variância que apresentou-se elevado (média 60%). Na tentativa de evitar essa grande variação a amostra poderia ser calculada previamente.

Quanto à variável força de preensão palmar, encontra-se na literatura explicações para influência da manipulação vertebral na função muscular.

Sterling et al⁽²¹⁾ e Ricard & Sallé⁽¹⁷⁾ relatam que a MV age sobre o sistema simpático de maneira excitatória, regulando a circulação sanguínea; desta forma, elimina a estase e promove uma estimulação medular que tende a normalizar a função nervosa, portanto o tônus vasomotor. Como parte das fibras do nervo esquelético são fibras simpáticas (8%), há uma melhora no aporte sanguíneo do nervo motor, o que resulta na melhoria de sua função, podendo dessa forma, interferir no processo de contração muscular⁽¹⁹⁾.

Além disso, Ricardi & Sallé⁽¹⁷⁾ citam que quando a manobra é executada, ligamentos vertebrais são estirados e proprioceptores estimulados, enviando uma mensagem à medula espinal que por sua vez aumenta o fluxo sanguíneo muscular para responder ao aumento de gasto energético devido a contração muscular.

Contudo, no presente estudo não foi observado alteração significativa da força muscular correspondente ao segmento avaliado em nenhum dos grupos analisados. Esse achado vem de acordo com Lederman⁽²⁶⁾ o qual afirma que as técnicas manuais não podem ser usadas reflexivamente para controlar a atividade motora, pois o efeito reflexogênico dos proprioceptores é muito suave em comparação ao das influências motoras que descem de centros superiores. Proprioceptores não podem controlar o recrutamento dos motoneurônios; a resposta reflexa (inibição ou excitação) é temporária, permanecendo apenas durante a manipulação; sessões isoladas de manipulação, que produzem respostas reflexas isoladas, não são suficientes para promover adaptação plástica no sistema motor; a maior parte dos tratamentos que induzem reflexos é realizada com o paciente relaxado e qualquer *feedback* sensorial será tratado pelo sistema motor como ruído e, conseqüentemente, descartado.

CONCLUSÃO

Com base no que foi exposto, não foi possível verificar nenhuma influência da manipulação vertebral sobre a força de preensão palmar e limiar de dor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Moura PMLS, Moreira D, Caixeta APL. Força de preensão palmar em crianças e adolescentes saudáveis. Rev paul pediatr. 2008; 26 (3): 290-94.
2. Sobotta J. Atlas de anatomia humana Sobotta. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.

3. Napier JR. The prehensile movements of the human hand. *Rev The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1956; 38 B (4).
4. Schlüssel MM, Anjos LA, Kac G. A dinamometria manual e seu uso na avaliação nutricional. *Rev Nutr*. 2008 21(2): 233-35.
5. Miceli, AVP. Dor crônica e subjetividade em oncologia. *Rev Bras de Cancerologia*. 2002; 48 (3): 363-73.
6. Moreno BGD, Maluf SA, Marques AP, Crivello OJ. Avaliação clínica e da qualidade de vida de indivíduos com disfunção temporomandibular. *Rev Bras Fisioter*. 2009; 13 (3): 210-4.
7. Piovesan EJ, Tatsui CE, Kowacs PA, Lange MC, Pacheco C, Wernech LC. Utilização da algometria de pressão na determinação dos limiares de percepção dolorosa trigeminal em voluntários sadios: um novo protocolo de estudos. *Arq Neuro-Psiquiatr*. 2001; 59 (1) 92-96.
8. Kaltenborn FM, Evjenth O. Mobilização Manual das Articulações. São Paulo: Manole; 2001.
9. PARIS SV, LOUBERT PV. Foundations of Clinical Orthopedics. Institute of Physical Therapy Press, Division of Paris Inc., St. Augustine, FL, EUA; 1990.
10. Sran MM. To treat or not to treat: new evidence for the effectiveness of manual therapy. *Br J Sports Med*. 2004; 38: 521-25.
11. Chaitow L. Osteopatia: Manipulação e estrutura do corpo. São Paulo: Summus; 1990.
12. Nogueira LAC. Neurofisiologia da terapia manual. *Fisiot Bras*. 2008; 9 (6): 414-21.
13. Evans DW. Mechanisms and effects of spinal high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: previous theories. *J Manipulative Physiol Ther*. 2002; 25:251-62.
14. Leach RA. The chiropractic theories. Williams and Wilkins;1994.
15. Korr IM. Proprioceptors and somatic dysfunction. *J Am Osteopath Assoc*. 1975;74:638-50.
16. Boal RW e Gillette RG. Central neuronal plasticity, low back pain and spinal manipulative therapy. *J Manipulative Physiol Ther*. 2004; 27:314-26.
17. Ricard F, Sallé JL. Tratado de Osteopatía. Madrid: España; 2003.
18. Dishman JD, Ball KA, Burke J. Central motor excitability changes after spinal manipulation: A transcranial magnetic stimulation study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2002; 25(1): 1-9.
19. Guyton AC, Hall JE. Tratado de fisiologia médica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
20. Pickar JG. An in vivo preparation for investigating neural responses to controlled loading of a lumbar vertebra in the anesthetized cat. *J Neurosci Methods*. 1999; 89:87-96.
21. Sterling M, Jull G, Wright A. Cervical mobilization: concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. *Man Ther*. 2001; 6(2): 72-81.
22. Vernon H, Cherkin DC, Mootz RD. Biological rationale for possible benefits of spinal manipulation. *Chiropractic in the United States: training, practice and research* 1997; 98:105-15.
23. Vernon HT, Aker P, Burns S, Viljakaanen S, Short L: Pressure pain threshold evaluation of the effect of spinal manipulation in the treatment of chronic neck pain: A pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*. 1990; 13:13-16.
24. Glover JR, Morris JG, Khosla T. Back pain: a randomized clinical trial of rotational manipulation of the trunk. *Br J Indust Med*. 1974; 31:59-64.
25. Terrett ACJ, Vernon HT. Manipulation and pain tolerance: a controlled study of the effect of spinal manipulation on paraspinal cutaneous pain tolerance levels. *Am J Phys Med*. 1984; 63:217-25.
26. Lederman E. Fundamentos da terapia manual. Tamboré: Manole; 2001.

Follow-up Treatment in Mandible Fractures

Daniela Ap. Biasotto-Gonzalez⁽¹⁾, Yasmin El Hage⁽²⁾, Cid André Fidelis de Paula Gomes⁽²⁾, Ana Paula Amaral⁽²⁾, Guilherme Manna Cesar⁽³⁾, Sandra Kalil Bussadori⁽¹⁾, Tabajara de Oliveira Gonzalez⁽⁴⁾.

Resumo

Introdução: Inúmeros problemas clínicos, tais como má postura, má oclusão, bruxismo, entre outros, pode envolver a musculatura mastigatória, a articulação temporomandibular e suas estruturas, sugerindo um início típico de disfunção temporomandibular. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi avaliar pré e pós fisioterapia tratamento, a abertura da boca e dor em um paciente pós-cirurgia imediata. **Método:** 28 anos paciente do sexo masculino, vítima de um acidente de automóvel, relatou com protuberância mental e deixou fraturas ângulo da mandíbula. Após a remoção da rígida xation fi intermaxilares uma diminuição na faixa de movimento da mandíbula foi observada. Durante a fisioterapia avaliação, que foi gravado de uma abertura de 14,50 mm; movimento lateral à direita de 5,50 mm, e 3,83 mm à esquerda; e protrusão da mandíbula de 5,5 mm. **Resultados:** Após o tratamento proposto (seis sessões), o paciente relatou nenhuma dor e faixa de movimento da mandíbula aumentou significativamente para uma abertura de 52 milímetros; laterais movimento para a direita de 20mm; e 19mm para a esquerda. **Conclusão:** Através dos dados coletados, foi possível concluir que a fisioterapia tratamento realizado os objetivos propostos para a reabilitação do paciente.

Palavras-chave: mandíbula, modalidades de fisioterapia, estudos de caso.

Abstract

Introduction: Countless clinical problems, such as bad posture, malocclusion, bruxism, among others, can involve the masticatory musculature, the temporomandibular joint and its structures, suggesting a typical onset of temporomandibular dysfunction. **Objective:** The objective of this study was to assess pre and post physiotherapeutic treatment, mouth opening and pain in an immediate post surgery patient. **Method:** A 28 years old male patient, victim of an automobile accident, reported with mental protuberance and left mandible angle fractures. After removing the rigid intermaxillary fixation a decrease in mandible range of motion was observed. During the physiotherapeutic assessment, it was recorded an opening of 14,50mm; lateral movement to the right of 5,50mm, and 3,83mm to the left; and mandible protrusion of 5,5mm. **Results:** After the proposed treatment (six sessions), patient referred no pain and mandible range of motion increased significantly to an opening of 52mm; lateral movement to the right of 20mm; and 19mm to the left. **Conclusion:** Through the data collected it was possible to conclude that the physiotherapeutic treatment accomplished the objectives proposed to rehabilitate the patient.

Keywords: mandible, physical therapy modalities, case studies.

Artigo recebido em 9 de outubro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Full Professor, Master of Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University – UNINOVE, São Paulo, São Paulo, Brazil.
2. Master's degree student, Master of Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University – UNINOVE, São Paulo, São Paulo, Brazil.
3. PhD's degree Student, Musculoskeletal Biomechanics Research Laboratory, Division of Biokinesiology and Physical Therapy, University of Southern California – California – USA.
4. Colaborator Professor, Master of Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University – UNINOVE, São Paulo, São Paulo, Brazil.

Corresponding Author:

Daniela Ap. Biasotto-Gonzalez –Francisco Matarazzo Avenue, 612, PO Box 05001-100, Água Branca, São Paulo, Brazil, Fone: + 55 1136659325; Fax: +55 1136659325. E-mail address: dani_atm@uninove.br.

INTRODUCTION

Countless clinical problems, such as bad posture, malocclusion, bruxism, among others, can involve the masticatory musculature, the temporomandibular joint (TMJ) and its structures, suggesting a typical onset of temporomandibular dysfunction (TMD). TMD's signs and symptoms are characterized by sensibility of the head, neck, and masticatory muscles, pain in one or both temporomandibular joints, limited mandible movements, articular sounds, facial deformities and headaches, which are frequently present in these patients⁽¹⁻³⁾.

It is clearly established by some authors⁽⁴⁻⁶⁾ that TMD presents etiology of many different factors. Factors as muscular unbalance, temporomandibular joint disorders, occlusal parafunctions, along with postural alterations are usually observed in literature, proving its correspondent influences in the TMD's.

Among all the TMD's observed, traumatic factors caused by car accidents also influence this scenario, which is often observed. Automobile accidents present themselves as an important contributor to mandible fractures. According to the large study conducted by Motamedi⁽⁷⁾, car accidents correspond to the main causes of maxillofacial fractures. Thirty percent of mandible fractures are originated from traffic accidents⁽⁸⁾. These numbers also affect the infantile population, according to the study conducted by Ferreira *et al.*⁽⁹⁾, proving that the main reason for mandible fractures on these patients were caused by automobile accidents (53.9%).

As stated by Asadi & Asadi⁽¹⁰⁾, in a study coordinated by the Trauma Committee of the Surgeons American College, mandible fractures occur in 34,9% among all the facial fractures, with the mandibular condyle fractures contributing with 17,25% of the cases.

Automobile accidents are referred as the most frequent cause of facial-cranium fractures⁽¹¹⁻¹³⁾. According to Harris⁽¹⁴⁾, the individuals more frequently compromised are the passengers of an automobile. Schultz⁽¹⁵⁾ stated that 72% of all patients who suffered an automobile accident presented head trauma, and among them 90% presented facial injuries.

Evidences prove that mandibular trauma can precipitate into significant TMJ dysfunction, as internal disarray, precipitate degenerative changes (osteoarthritis), recurrent subluxation or displacement, fibrous or osseous ankylosis⁽¹⁶⁾; where it will also be observed a significant presence of local adhesion, compromising the range of mandibular motion of the patient.

It is observed in the literature for the increase of range of motion of mouth opening the utilization of surgical intervention for a functional gain⁽¹⁷⁻¹⁸⁾. However, as seen in the study published by Israel & Roser⁽¹⁹⁾, after a 7.5 months post surgery follow up, the average mandibular opening gain was only 5.9 mm.

According to the study performed by Jagger⁽²⁰⁾, in

which procedures were conducted in 12 patients with anterior dislocation of the disk without reduction, the average increase was 8 mm.

Wilk, Stenback & McCain⁽²¹⁾ demonstrated a non invasive surgical procedure for the treatment of the TMJ dysfunction. The study presented a physiotherapeutic protocol of rehabilitation in four different phases for patients with TMJ dysfunction, with discharge after 1 month with total range of motion, decrease in pain and headaches.

It has also been proved that the physiotherapeutic treatment influences positively in the treatment of patients with TMD, as observed in the research conducted by Biasotto-Gonzalez⁽²²⁾, in which the effect of the massage therapy was evaluated, with the collection of electromyographic data, in the major masticatory muscles of individuals with myogenic temporomandibular disorder.

Based on the information given above, physiotherapy should work with a interdisciplinary team to decrease pain and increase mouth opening. Therefore, the objective of this study is to assess, pre and post physiotherapeutic treatment, the mouth opening and pain in an immediate post surgery patient of mandible and mental protuberance fracture.

CASE REPORT

The present study received approval from the Ethics Committee of the July Nine University – UNINOVE (Process 199014/08).

Male patient, 28 years old, victim of a automobile accident, was reported with mental protuberance and left mandible angle fracture (Figure 01). Due to the present edema, the restorative surgery was performed four days after the incident. In the surgery, a plate was placed in the mental protuberance, and a wire in the angle of the mandible. The patient was immobilized with the rigid intermaxillary fixation (IMF) (Figure 02) for 30 days, when a part of the fixation broke, making the mandible movement free for four days. It was observed, after performing X-ray, a derangement in the angle of the mandible, so the rigid fixation was replaced and stayed in place for two more weeks before medical discharge.

After removing the IMF the patient reported to treatment referring diminished sensitization and anesthesia in some specific areas of the mentum, and pain in the TMJ's when yawning.

It was noted during physiotherapeutic assessment a decrease in the mandible range of motion, which was measured with a digital measuring device. It was observed an opening of 14,50mm; lateral movement to the right of 5,50mm, and to the left 3,83mm; and protrusion of 5,5mm. During the dynamic assessment, mandibular deflection to the right was observed.

During palpation the patient referred pain in the



Figure 1. Mental protuberance and left mandible angle fracture.

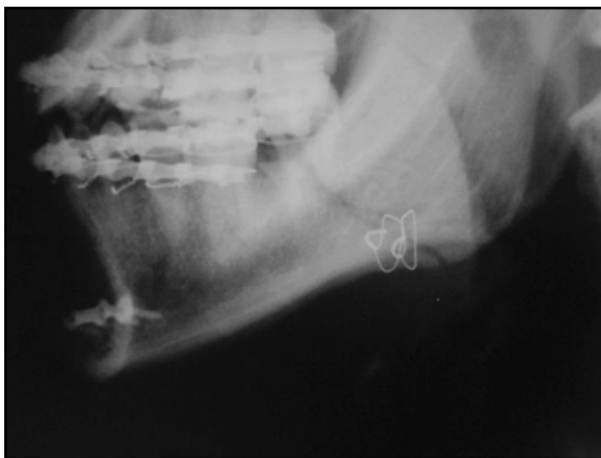


Figure 2. Mental protuberance and left mandible angle fixation.

masticatory musculature, along with pain in the sternocleidomastoid muscle and muscles of the larynx. Assessing dental occlusion according to Angle⁽²³⁾, class II was observed on the left, class I on the right, anterior derangement, and cross bite on the left side.

Cervical assessment was performed according to the Maitland Method⁽²⁴⁾, in which was observed a block in C₀-C₁, C₃ and C₄-C₅, with rotation of C₃, C₄, and C₅ to the left side, and pain on the left side of the cervical spine. Rotation to the left side was limited and accompanied with pain. Side bending of the head was limited bilaterally, with a greater limitation to the left side.

Once the assessment was completed, physiotherapeutic treatment started, with the objective of improving mandibular, temporomandibular joint, and cervical range of motion, decrease pain, and decrease muscle tension.

Six sessions were performed in two weeks.

During treatment the following were utilized: criomassage, Ultra Sound, LASER, massage therapy, cervical traction, cervical pompage, cervical mobilization (Maitland Method), unilateral TMJ mobilization, tongue to the hard palate exercises, bilateral detractor of the

TMJ, laterality exercises, and mandible opening exercises with resistance.

The physiotherapeutic treatment adopted was comprehended of several procedures due to the fact that this conduct focused on the improvement of the patient's condition. It could not be applied in a dissociated manner because this research assessed the involvement of the physiotherapeutic treatment itself on mandible fractures, and not only one specific physiotherapeutic intervention towards these types of fractures.

After the proposed treatment, the patient referred no pain, along with the noticeable cervical posture improvement. Mandible range of motion gain was also significant (p=0,48) (Table 01).

Table 01. Mandible Range of Motion Assessment Day and after Six Sessions

Movement	Assessment Day	6 th Session (last session)
Opening	14,50mm	52,00mm
Right Lateral	5,50 mm	20,00mm
Left Lateral	3,83mm	19,00mm

p=0,48*

DISCUSSION

Temporomandibular dysfunction present etiologies of many factors and mandibular traumas constitute an important factor of this dysfunction, leading to many different signs and symptoms⁽²⁵⁾. Ozgenel *et al.*⁽²⁶⁾, presented on their analysis study that 44% of all mandible fractures occur in automobile accidents, which can also be observed in the patient studied in this research.

Treatments of these type of fractures do not differ from the ones utilized in the other bones of the human skeleton, where it is initially prioritized the reduction of the bone derangement and immobilization of the fragments. In the mandible, immobilization techniques can be done by utilizing the dental elements, prosthetic artifacts if the patient is edentulous, or even utilize both techniques. According to Kraus⁽²⁷⁾, IMF technique is utilized as the first aid, or as the treatment itself for realignment and immobilization during the bone repair phase in many types of fractures, which was the technique performed in the patient in study to best consolidate and realign the fracture sites.

After removing the IMF, among other alterations, limitation on mouth opening and on other mandible movements should be stressed, as seen in the studied patient. Therefore, the search for therapeutic procedures to accelerate rehabilitation is of great value. Physiotherapy presents several approaches able to reduce pain, improve muscular condition, gain range of motion, and adequate mandible functionality. In the discussed pa-

tient, the physiotherapeutic treatment was of significant benefit, due primarily to the functional mouth opening gain without pain, in a short period of time compared to the studies of other authors, as seen in Jagger⁽²⁰⁾, where 12 patients were treated with mandibular manipulation, gaining an average of 8 mm in mouth opening. Israel & Roser⁽¹⁹⁾ obtained an increase of 5.9 mm of mouth opening in 7 and a half months of treatment in 24 patients who underwent TMJ arthroscopy.

Biasotto-Gonzalez *et al.*⁽²²⁾ demonstrated that physiotherapeutic treatment influences positively in TMD patients, data which consents with the present study.

Many studies^(5, 18, 28-33) demonstrated the functional and anatomical interaction between stomatognathic system and cervical spine, proving that painful signs and symptoms of this system can be caused by cervical region disorders and vice-versa, justifying the importance of also treating the cervical spine of TMD patients.

In the present study, intervention in the cervical spine through the Maitland method achieved great contribution to the mandible function rehabilitation. This occurrence matches the data supported in the stud-

ies performed by Worth⁽³⁴⁾ and by Norkin & White⁽³⁵⁾, where they report that cervical region involvement in TMD patients is justified by the neuromuscular interactions, which limits cervical spine movements in these patients. Di Fabio⁽³⁶⁾, Corrigan & Maitland⁽³⁷⁾, Calonego & Rebelato⁽³⁸⁾, demonstrated that mobilization methods act in the articular dysfunction, and its outcome can promote a faster release of compromised movements.

CONCLUSION

Through the data collected it was possible to conclude that with the proposed treatment plan a significant gain in the temporomandibular joint and mandible range of motion was achieved, along with the decreasing of pain. Therefore, physiotherapeutic treatment efficiently accomplished the objectives proposed to rehabilitate the patient in this case.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank the participation of all authors in developing this article and the Patient Authorization for submission of his account.

REFERENCES

1. Barclay P. Comparison of clinical and magnetic resonance imaging diagnoses in patients with disk displacement in the temporomandibular joint. *Oral Surg Med Oral Pathol.* 1999;88(1): 37-43.
2. Conti PC. Patologias oclusais e disfunções crânio-mandibulares: considerações relacionadas à prótese fixa e reabilitação oral. In: PEGORARO, LF *et al.* *Prótese fixa*, p. 23 – 41. Artes Médicas, São Paulo; 1999.
3. Fernandes AJ. Roteiro de estudo para iniciantes em oclusão. Uberlândia, p. 151, 2002.
4. Silva FA. Tratamento das alterações funcionais do sistema estomatognático. *Revista APCD.* 1993;47(3):1055-62.
5. Sterns MH, De Wijer A. *Disfunções da Articulação Temporomandibular do Ponto de Vista da Fisioterapia e da Odontologia.* São Paulo: Ed. Santos; 1996.
6. De Wijer A. *Distúrbios Temporomandibulares e da Região Cervical.* São Paulo: Ed. Santos; 1998.
7. Motamedi MH. An assessment of maxillofacial fractures: a 5-year study of 237 patients. *J Oral Maxillofac Surg.* January 2003; 61(1):61-64.
8. Wojciechowicz J, Tomaszewski T, Doblezynski B, Rahnama M. Mandibular fractures – retrospective study. *Wiad Lek,* 2004; 57(1-2): 37-43.
9. Ferreira PC, Amarante JM, Silva AC, Pereira JM, Cardoso MA, Rodrigues M. Etiology and patterns of pediatric mandibular fractures in Portugal: a retrospective study of 10 years. *J Craniofac Surg.* May 2004, 15(3):384-91.
10. Asadi GA, Asadi Z. Site of the mandible prone to trauma: a two year retrospective study. *Int Dent J* 1986, 46:71 – 73.
11. Badim J. Fratura do maxilar superior. 1967; *Rev Médica Est. Guanabara* 34: 33.
12. Gwyn PP, Carraway H, Horton CE, Adamson JE, Mladick RA. Facial fractures - Associated Injuries and Complications. *Plast Reconstr Surg,* 1971; 47, p.255.
13. McCoy FL, Chandle R, Crow ML. Facial fractures in children. *Plast Reconstr Surg,* 1966; 37, p.209.
14. Harris AH, Bromberg BE, Song IC. Fractures of the malar compound. *Surg Gynecol Obstet,* 1966; 122, p.541.
15. Schultz RC. Facial Injuries from automobile accidents. A study of 400 consecutive cases. *Plas Reconstr Surg,* 1967; 40, p.415.
16. Normaan JEB, Bramley PA. *Textbook and Color Atlas of the Temporomandibular Joint.* Wolf Medical, 1990. p.129.

17. Friedman MH, Weisberg J, Weber FL. Postsurgical temporomandibular joint hypomobility. Rehabilitation technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* January 1993; 75(1): 24-28.
18. Rocabado, M. Biomechanical relationship of the cranial cervical and hyoid regions. *Cranio* 1983; 1, p.47.
19. Israel HA, Roser SM. Patient response to temporomandibular joint arthroscopy: preliminary findings in 24 patients. *J Oral Maxillofac Surg,* June, 1989; 47(6): 570-3.
20. Jagger RG. Mandibular manipulation of the anterior disc displacement without reduction. *J Oral Rehabil.* November 1991; 18(6): 497-500.
21. Wilk BR, Stenback JT, McCain JP. Postarthroscopy physical therapy management of a patient with temporomandibular joint dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther.* September 1993; 18(3):473-8.
22. Biasotto-Gonzalez DA. Electromyographic Study Of Patients With Mastigatory Muscles Disorders, Physiotherapy Treatment (Massage). *Braz J Research.* September 2004; 3(10):516-521.
23. Angle EH. Classification of Malocclusion. *Dental Cosmos* 1899; 41:248 – 264.
24. Maitland G, Hengeveld E, Banks K, English K. *Manipulação Vertebral de Maitland.* 6th ed. Editora Medsi, Rio de Janeiro, p.480. 2003.
25. Filho EF, Martins DMFS, Neto MS, Toledo CS, Pereira MD, Ferreir LM. Fraturas do côndilo mandibular: análise clínica retrospectiva das indicações e do tratamento. *Revista Associação Médica Brasileira,* 2003; 49(1): 54-59.
26. Ozgenel GY, Bayraktar A, Ozbek S, Akin S, Kahveci R, Ozcan M. A retrospective analysis of 204 mandibular fractures. *Ulus Travma Derg.* Jan 2004; 10(1): 47-50.
27. Kraus ST. *Clinics in Physical Therapy - Temporomandibular Disorders,* 2nd ed, United States of America, p.486. 1994.
28. Janda V. Some aspects of extracranial causes of facial pain. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(4): 484-7.
29. Clark GT, Green EM, Dornan MR, Flack VF. Craniocervical dysfunction levels in a patient sample from a temporomandibular joint clinic. *J Am Dent Assoc.* 1987; 115(2): 251-6.
30. Kiverskari P, Alanen P, Karskela V, Kaitaniemi P, Holtari M, Virtanen T, Laine M. Association of functional state of stomatognathic system with mobility of cervical spine and neck muscle tenderness. *Acta Odontological Scand,* 1988; 46(5): 281-6.
31. Aprill C, Dwyer A, Bogduk N. Cervical zygapophyseal joint pain patterns II: a clinical evaluation. *Spine,* 1990; 15(6): 458 – 61.
32. Star MJ, Curd JG, Thorne RP. Atlanto-axial lateral mass osteoarthritis: a frequently overlook cause of severe occipitocervical pain. *Spine,* 1992; 17(6): 71-6.
33. Zafar H. Integrated jaw and neck function in man: studies of mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing tasks. *Swed Dental J.* 2000; 143: 1-4.
34. Worth DR. Movimentos da Coluna Cervical. In: GRIEVE, G.P. *Moderna Terapia Manual da Coluna Vertebral.* Ed. Panamericana, São Paulo, 250-58. 1994.
35. Norkin CC, White DJ. Medida do Movimento Articular. *Manual de Goniometria.* Ed. Artes Médicas, Porto Alegre, 2nd ed, p. 201. 1997.
36. Di Fabio RP. Manipulation of the cervical spine: Risks and benefits. *Phys Ther,* 1999; 79(1): 50-65.
37. Corrigan B, Maitland GD. *Ortopedia & Reumatologia – Diagnostico e Tratamento,* p.403 – 11, Editorial Premier. 2000.
38. Calonego CA, Rebelato JR. Comparação entre a Aplicação do Método Maitland e da Terapia Convencional no Tratamento de Lombalgia Aguda. *Revista Brasileira de Fisioterapia,* 2002; 6(2): 97-104.

Relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha: uma revisão crítica da literatura.

Relationship between characteristics of the gluteus muscles and biomechanical characteristics of gait: a critical review of the literature.

Vanusa Araújo Nunes da Silva⁽¹⁾, Christina Danielli Coelho de Moraes Faria⁽²⁾.

Departamento de Fisioterapia / Universidade Federal de Minas Gerais - Belo Horizonte / Minas Gerais / Brasil

Resumo

Introdução: Técnicas de análise de marcha têm sido utilizadas para fornecer informações quantitativas sobre a cinemática e cinética da locomoção. Porém, apenas recentemente tem havido um entendimento mais abrangente do que ocorre nos músculos e articulações durante esta atividade. Estudos apontam para a necessidade de se investigar a possível relação entre as características dos músculos glúteos e as características biomecânicas da marcha. **Objetivo:** Realizar uma revisão crítica da literatura sobre a associação entre as características musculares dos glúteos e as características biomecânicas da marcha em adultos saudáveis. **Método:** Foram realizadas buscas nas bases de dados MEDLINE, PEDRO, LILACS, SCIELO e BIREME, através de estratégias de busca elaboradas para cada uma delas, sem restrição quanto ao idioma e data de publicação. **Resultados:** Dentre os 396 estudos encontrados, foram incluídos cinco para análise que atenderam aos critérios de inclusão estabelecidos (indivíduos saudáveis, marcha no plano, sem imposição de qualquer fator que alterasse a marcha). Segundo os resultados dos estudos incluídos, o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial, enquanto o glúteo médio foi ativado principalmente na fase de apoio. A quantidade de ativação do glúteo médio foi semelhante em homens e mulheres durante todo o ciclo da marcha, mas o sexo feminino apresentou maior ativação do glúteo máximo em todo o ciclo e em diferentes velocidades de marcha. Uma grande ativação muscular do glúteo máximo foi associada com uma desaceleração rápida do movimento da tíbia no plano frontal entre 0-20% da fase de apoio. **Conclusão:** Apesar da importância dos músculos glúteos durante a marcha, poucos estudos publicados sobre o tema puderam ser incluídos, pois a maioria apresentou análise das características dos músculos glúteos durante a marcha simulada em modelos biomecânicos, sendo essa uma importante limitação da área de conhecimento.

Palavras-chave: marcha, biomecânica, eletromiografia.

Abstract

Background: Gait analysis techniques have been used to provide quantitative information on locomotion's kinematics and kinetics. However, only recently there has been a more comprehensive understanding of what occurs in muscles and joints during this activity. Studies have shown that the gluteus muscles should be focused because of the possible correlation between changes in their muscular characteristics and biomechanical changes found in the gait cycle. **Objectives:** To conduct a critical review of the literature regarding the association between the characteristics of the gluteus muscles and the biomechanical characteristics of gait in healthy adults. **Method:** Computerized searches were conducted in MEDLINE, PEDRO, LILACS, BIREME and SCIELO using specific search strategies for each database, without language or date of publication restrictions. **Results:** Among the 396 studies found, five met the established inclusion criteria (healthy subjects, walking on a flat surface, without any factor that could alter gait performance) and were included for the analysis. According to the included studies, the gluteus maximus muscle was mainly activated during the transition between the swing phase and the initial support, while the gluteus medius muscle was mainly activated in the stance phase. The amount of activation of the gluteus medius was similar in men and women throughout the gait cycle, but women showed greater activation of the gluteus maximus during the gait cycle and at different gait speeds. A large activation of the gluteus maximus muscle was associated with a rapid deceleration of the tibia movement in the frontal plane between 0-20% of the stance phase. **Conclusion:** Only a few published studies on this topic could be included since most of them presented analyses of the gluteus muscles characteristics during simulated gait in biomechanical models, which is an important limitation of this area.

Keywords: gait, biomechanics, electromyography

Artigo recebido em 15 de janeiro de 2010 e aceito em 5 abril de 2011.

1. Fisioterapeuta, Especialista em Fisioterapia com ênfase em Ortopedia – UFMG, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil
2. Fisioterapeuta, Ph.D, Professora Adjunta do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais

Endereço para correspondência:

Profa. Christina Danielli Coelho de Moraes Faria, PT, Ph.D - Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais - Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-901, Belo Horizonte, Minas Gerais. Telefone: (0xx31) 3409-4783; Fax: (0xx31) 3409-4781 - E-mail: chrismorais@yahoo.com; cdcmf@ufmg.br.

INTRODUÇÃO

Durante a realização das atividades diárias, o corpo humano é constantemente submetido a forças externas, como as forças de reação e as forças de inércias. Essas forças externas são equilibradas por forças internas produzidas ou conservadas durante o movimento por músculos, ligamentos, tendões, fâscias e demais estruturas articulares^(1,2).

Dentre todas as atividades diárias realizadas, a marcha é a mais comum e a que a maioria das pessoas executa com facilidade. Embora aparentemente simples, a marcha exige várias ações distintas, incluindo a progressão do corpo para frente, que é executada com as passadas. Em segundo lugar, o corpo deve ser equilibrado alternadamente sobre um membro e depois sobre outro. Finalmente, existe a sustentação do corpo sobre os dois membros inferiores^(1,3). Por definição, o ciclo da marcha consiste no intervalo de tempo ou na sequência de movimentos que ocorrem entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé⁽¹⁾. Para cada membro inferior, o ciclo apresenta duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço. Além disso, o ciclo da marcha apresenta dois períodos de duplo apoio e um período de apoio sobre um único membro inferior⁽¹⁾.

A importância da ação muscular dos músculos glúteos durante o movimento do quadril na marcha já foi descrita considerando as ações primárias desses músculos⁽⁴⁾. No apoio inicial, o músculo glúteo máximo é tradicionalmente apontado como tendo uma ação excêntrica para resistir ao momento de flexão e, na resposta a carga, considerando as ações primárias desses músculos, ação concêntrica para posicionar o quadril em extensão. Durante a fase de apoio único, aproximadamente 66% da força de reação da articulação do quadril é tida como originada dos músculos abdutores, em particular o músculo glúteo médio^(1,4). Na fase de médio apoio, antes da retirada dos dedos, considerando as ações primárias, o músculo glúteo máximo e a parte posterior do glúteo médio/mínimo contribuem significativamente para a resposta à força de reação vertical do solo, sendo essa importante para o suporte do corpo durante a marcha⁽⁵⁾.

O músculo glúteo mínimo, durante a fase de apoio único, é apontado como executor da ação de mover a pelve no plano horizontal sobre o fêmur relativamente fixo. Além disso, os rotadores mediais, como o glúteo mínimo, também parecem contribuir para a condução do membro contralateral em oscilação. Na marcha rápida, uma maior demanda é exigida dos rotadores mediais para aumentar o comprimento do passo do membro contralateral^(1,4).

Na fase de aceleração até o balanço médio, o glúteo médio é apontado como tendo uma ação concêntrica para manter a posição da pelve contralateral. Na fase de balanço médio até a desaceleração, o glúteo máxi-

mo é citado como responsável por desacelerar o membro através de sua contração excêntrica^(1,4). Também é citado que as porções anteriores e posteriores dos músculos glúteo médio agem em conjunto para controlar o quadril no plano transversal, se opondo à rotação interna do quadril⁽⁶⁾. Além disso, a ativação do músculo glúteo máximo, um músculo que não cruza a articulação do joelho (tíbio-femoral), pode ter significativa contribuição para a diminuição da sobrecarga sobre esta articulação na fase de apoio inicial, devido à sua ação desaceleradora no membro⁽⁷⁾.

Técnicas de análise de marcha têm sido utilizadas por mais de um século para fornecer informações quantitativas sobre a cinemática e cinética da locomoção⁽⁸⁾. Porém, apenas recentemente tem havido um entendimento mais objetivo e embasado do que ocorre nos músculos e articulações durante esta atividade⁽⁹⁾. Estudar as alterações na marcha usando mensuração da força de reação do solo e eletromiografia, por exemplo, são importantes para entender as diferenças existentes entre os ciclos da marcha de grupos de indivíduos com características distintas, especificamente daqueles que apresentam marcha alterada, para melhorar o entendimento e, conseqüentemente, o tratamento dessas alterações⁽¹⁰⁾.

Algumas alterações na biomecânica da marcha já foram apontadas quando há deficiência no desempenho muscular. Por exemplo, quando o músculo glúteo máximo está fraco, pode haver uma impulsão do tórax para trás no momento do contato inicial para manter a extensão do quadril do membro inferior de apoio⁽¹⁾. Quando os músculos glúteos médios e mínimos estão fracos, pode ocorrer uma inclinação lateral excessiva do tronco na qual o tórax é impulsionado lateralmente para manter o centro de gravidade sobre o membro inferior de apoio⁽¹⁾. Dentre as diferentes alterações na biomecânica da marcha associadas às características dos músculos glúteos, o sinal de *Trendelenburg* positivo, apontado como indicador clássico de fraqueza dos abdutores do quadril, é uma das mais comumente descritas⁽³⁾ e é caracterizado pela queda pélvica para o lado oposto ao do membro inferior de apoio⁽¹⁾.

Outra alteração comum durante a marcha que tem recebido mais atenção nos últimos anos é a pronação excessiva da articulação subtalar^(2,11). Uma hipótese é que uma alteração na magnitude de amplitude de movimento ou no tempo de pronação do pé durante a fase de apoio resulte em uma alteração da rotação interna da tíbia e esteja associada com doenças e/ou alterações musculoesqueléticas^(12,13). Uma segunda hipótese apontada é a de que o glúteo médio do mesmo lado seja um músculo importante para manter o equilíbrio e evitar esta pronação, junto ao aumento da tensão dos eversores do calcanhar e músculo tensor da fâscia lata. Dessa forma, a pronação excessiva associada a

uma possível alteração dos músculos glúteos apresenta o potencial de gerar e/ou estar associada a várias distúrbios ortopédicas no membro ipsilateral, como síndrome do piriforme, sacroileíte, síndrome patelo femoral, sesamoidite, metatarsalgia, tendinopatias, fascíte plantar e esporão do calcâneo. No membro contralateral, pode gerar e/ou estar associada a tendinopatias, síndrome patelo femoral, síndrome da banda iliotibial e bursite trocantérica⁽²⁾.

Dessa forma, uma alteração nas características dos músculos glúteos pode estar relacionada não apenas com alterações biomecânicas da marcha relacionadas às articulações de movimentos primários desses músculos, como as articulações dos quadris, mas, também, a articulações distais, como a articulação subtalar e do joelho, e que, em análises mais imediatista poderia não ser considerada como seriam diretamente influenciadas pelos músculos glúteos^(2,14).

Sabendo da importância da ação da musculatura glútea durante o ciclo da marcha e a possível relação das suas características com a biomecânica da marcha é importante esclarecer objetivamente esta relação para uma melhor compreensão de algumas alterações ortopédicas apresentadas pelos indivíduos e, conseqüentemente, melhor desenvolvimento das decisões clínicas⁽¹⁵⁾. Portanto, este estudo teve como objetivo realizar uma revisão crítica da literatura para descrever as características musculares dos glúteos (máximo, médio e mínimo) durante o ciclo da marcha e a possível relação com as características biomecânicas observadas durante a marcha realizada por adultos saudáveis.

MÉTODO

Foram realizadas pesquisas nas bases de dados *MEDLINE*, *SCIELO*, *LILACS* e *PEDro*, com a finalidade de identificar estudos que analisaram as características musculares dos músculos glúteos durante a avaliação da marcha. Para isso, foi elaborada uma estratégia de busca específica para cada uma das bases de dados utilizando as seguintes palavras-chave combinadas: "gluteus" ou "gluteus medius" ou "gluteus maximus" ou "gluteus minimus" ou "hip muscle" ou "hip muscles" ou "hip abductor muscle" ou "hip abductor muscles" ou "hip extensor muscle" ou "hip extensor muscles"; e gait ou walk* ou ambulation ou locomotion.

Os critérios de inclusão dos estudos foram: ter sido encontrado pela estratégia de busca elaborada, serem citados nas bases de dados até o mês de agosto de 2010 e ter realizado a avaliação de um ou mais músculo glúteo durante a marcha no plano, com a apresentação de algum dado objetivo sobre esta avaliação, em indivíduos adultos (idade entre 18 e 60 anos) saudáveis. Foram considerados como critério de exclusão a avaliação da marcha em indivíduos com diagnóstico de doença neurológica ou ortopédica, em pós-operatórios, idosos e

quaisquer modificações realizadas para alterar a marcha fisiológica. Não houve nenhuma restrição quanto ao idioma e/ou data de publicação.

Para fazer a seleção dos estudos, segundo os critérios estabelecidos, foram utilizadas quatro etapas. A primeira consistiu na busca nas bases de dados selecionadas. Na segunda etapa, foi realizada a leitura do título de todos os estudos selecionados na primeira, por dois avaliadores independentes. Todos os estudos selecionados por cada um dos avaliadores foram incluídos para a análise da terceira etapa, que consistiu na leitura dos resumos dos respectivos estudos pelos mesmos examinadores independentes. A quarta e última etapa consistiu na leitura completa dos estudos selecionados na etapa anterior pelos mesmos examinadores independentes. Em todas as etapas, foram excluídos aqueles estudos que apresentaram algum dos critérios de exclusão e/ou não apresentaram um dos critérios de inclusão. Além disso, em todos os estudos selecionados com a busca eletrônica, foi realizada uma busca manual ativa na lista de referências apresentada, pelos dois examinadores, também de forma independente, considerando os mesmos critérios de inclusão e as mesmas etapas para seleção, conforme descrito previamente.

RESULTADOS

Foram encontrados 396 estudos na base de dados *MEDLINE*, 62 na *PEDro*, três na *SCIELO* e quatro na *LILACS*, totalizando 465 estudos. Na segunda etapa da seleção, foram excluídos 400, pois não se enquadravam nos critérios de inclusão previamente estabelecidos ou apresentavam algum critério de exclusão, restando, portanto, 65 para a leitura na íntegra. Após esta quarta etapa, foram excluídos 60, totalizando assim, cinco estudos que foram incluídos na presente revisão. Após a busca manual ativa realizada nestes estudos incluídos, não foram selecionados mais estudos que contemplassem os critérios previamente definidos e que não haviam sido encontrados pela busca eletrônica realizados nas bases de dados. Desta forma, a presente revisão da literatura incluiu cinco estudos, cujas características foram apresentadas na tabela 1.

Como pode ser observado na Tabela 1, todos os estudos incluídos utilizaram a atividade eletromiográfica dos músculos glúteos como desfecho, obtida durante a marcha no solo, em plano e realizada por indivíduos saudáveis em velocidade confortável, sendo três estudos apenas com indivíduos do sexo masculino^(14,16,17), um estudo com indivíduos de ambos os sexos⁽¹⁸⁾ e o outro estudo não especificou o sexo da amostra incluída⁽¹⁵⁾. As características musculares investigadas pelos estudos foram: quantidade de ativação muscular pela porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (%CIVM)^(15,16,18) e sequência de ativação muscular⁽¹⁷⁾.

Dois estudos investigaram unicamente a ação do

Tabela 1. Características da amostra, objetivos, desfechos avaliados e procedimentos dos estudos incluídos na presente revisão.

Estudo	Amostra	Objetivos, desfechos avaliados e procedimentos
Ericson M.O.; Nisell R.; Ekholm J., (1986) ⁽¹⁶⁾	10 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 20-32 anos	<ul style="list-style-type: none"> - Quantificar a atividade muscular através da %CIVM durante a marcha - Quantidade de ativação do glúteo médio e máximo durante a marcha - Indivíduos caminharam 10 m, velocidade confortável
Hashimoto F.; Ogawa R.; Kameyama O. (2000) ⁽¹⁷⁾	33 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 18-23 anos	<ul style="list-style-type: none"> - Analisar a sequência de ativação muscular de membro inferior, incluindo os músculos antagonistas bi-articulares, durante o ciclo normal da marcha e os glúteos - Análise EMG da sequência de ativação muscular do glúteo máximo - Todos caminharam 12 m, velocidade confortável
Preece <i>et al.</i> (2008) ⁽¹⁴⁾	17 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 19-23 anos	<ul style="list-style-type: none"> - Avaliar o efeito da ativação muscular do glúteo máximo no movimento da tibia no plano transverso - Análise EMG de ativação muscular durante a marcha através da %CIVM do músculo glúteo máximo - Todos caminharam durante 10 m, velocidade confortável
Chumanov E.S.; Wall-Scheffler C.; Heiderscheit B.C. (2008) ⁽¹⁸⁾	17 indivíduos do sexo masculino (média de idade de 22 anos) e 17 do feminino (média de idade de 25 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - Caracterizar as diferenças na cinemática da marcha e atividades musculares em função da velocidade, inclinação da superfície, sexo e determinar se a antropometria da extremidade inferior contribui para essas diferenças - Análise EMG unilateral de ativação muscular do glúteo médio e glúteo máximo entre os diferentes sexos - Todos caminharam em três velocidades diferentes (1,2, 1,5 e 1,8m/s) no plano e com inclinação de 10% e 15%. A distância não foi relatada
Rutherford D.J.; Hubley-Kozey C., (2009) ⁽¹⁵⁾	22 indivíduos, 35 e 55 anos. O sexo não foi especificado.	<ul style="list-style-type: none"> - Determinar se a variabilidade das características do momento adutor do quadril pode ser explicada pela força da musculatura abduutora (dinamômetro isocinético), pela antropometria do indivíduo, velocidade de marcha e as características correspondentes da EMG do músculo glúteo médio, durante a marcha - Análise EMG através da %CIVM do glúteo médio - Todos caminharam 6 m, velocidade confortável

CIVM= Contração Isométrica Voluntária Máxima

EMG= Eletromiografia

músculo glúteo máximo^(14,17), analisando o efeito desse músculo no movimento da tibia no plano transverso⁽¹⁴⁾ e a ação do músculo glúteo máximo juntamente com o seu antagonista durante a fase de apoio inicial do ciclo da marcha⁽¹⁷⁾. Dois estudos investigaram a ação dos músculos glúteos médio e máximo, analisando a ação desses músculos durante o ciclo da marcha, comparando o sexo masculino com o feminino⁽¹⁸⁾ e a ação muscular durante o ciclo da marcha pela %CIVM⁽¹⁶⁾. Um único estudo analisou somente a ação do glúteo médio⁽¹⁵⁾; este estudo foi realizado para investigar a relação entre a função desse músculo e o momento adutor do quadril durante a marcha. O músculo glúteo mínimo não foi avaliado em nenhum estudo incluído nessa revisão.

Como pode ser observado na tabela 2, ao se analisar a porcentagem de ativação muscular dos músculos glúteos, observou-se que o glúteo máximo esteve ativo principalmente durante a fase de balanço final até o contato inicial, enquanto o glúteo médio esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial, até a retirada dos dedos do membro contralateral⁽¹⁶⁾.

Ao se investigar a sequência e o tempo de ativação do músculo glúteo máximo, relatou-se que este músculo apresentou um aumento de atividade imediatamente antes do contato inicial, seguida por acentuada atividade

de na fase de contato inicial, e, finalmente redução da atividade no apoio médio⁽¹⁷⁾. Segundo os resultados do mesmo estudo, somente quatro músculos foram considerados como envolvidos no controle da parte terminal do contato inicial, e, dentre eles, o glúteo máximo⁽¹⁷⁾.

Quando foi estudada a diferença entre os sexos na ativação muscular, apesar do sexo feminino apresentar maior adução, rotação interna de quadril e inclinação pélvica, a quantidade de ativação do músculo glúteo médio foi semelhante em homens e mulheres durante todo o ciclo da marcha⁽¹⁸⁾. No estudo realizado para observar a relação entre a força da musculatura abduutora de quadril, avaliada no isocinético na posição sentada, e o momento adutor do quadril durante a marcha, foi observado que, no plano frontal, a diminuição do momento adutor na marcha não foi influenciado pela força da musculatura abduutora de quadril. Por outro lado, foi relatado que a massa corporal e a velocidade da marcha explicaram a variabilidade do momento adutor do quadril⁽¹⁵⁾.

Em um outro estudo, foi observada uma correlação significativa entre a quantidade de ativação do músculo glúteo máximo entre 0-20% da fase de apoio do ciclo da marcha e o momento em que a tibia apresentou aceleração de rotação da no plano transverso igual a zero nessa mesma fase⁽¹⁴⁾. Portanto, uma maior ativação do mús-

Tabela 2. Resultados dos estudos incluídos na presente revisão com relação às características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha.

Estudo	Resultado encontrado
Ericson M.O.; Nisell R.; Ekholm J. (1986) ⁽¹⁶⁾	<ul style="list-style-type: none"> - O músculo glúteo máximo esteve ativo principalmente durante o final da fase de balanço até o início da fase de apoio. O pico de atividade dessa musculatura ocorreu antes do apoio inicial sendo de 15% da CIVM - O músculo glúteo médio esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial e até o momento da retirada dos dedos do membro contralateral. O pico de atividade dessa musculatura ocorreu antes da fase de balanço do membro inferior contralateral sendo de 13% da CIVM
Hashimoto F.; Ogawa R.; Kameyama O. (2000) ⁽¹⁷⁾	<ul style="list-style-type: none"> - Somente quatro músculos foram considerados, pela EMG, estarem envolvidos no controle da parte terminal do contato inicial, dentre eles o músculo glúteo máximo - O músculo glúteo máximo apresentou um aumento da ativação imediatamente antes do contato inicial, em seguida, mostrou acentuado aumento para a fase de apoio inicial, e, finalmente redução da atividade no apoio médio
Preece <i>et al.</i> (2008) ⁽¹⁴⁾	<ul style="list-style-type: none"> - Não houve diferenças do nível de ativação do glúteo máximo entre o grupo de indivíduos que tinham diferenças no movimento de rotação da tibia. Entretanto, quando os grupos são definidos pelo tempo de desaceleração da tibia, há diferenças - Houve uma pequena, mas significativa, correlação ($r=-0,41$ e $p=0,02$) entre a quantidade de ativação do glúteo máximo entre 0-20% da fase de apoio e o tempo de desaceleração da tibia - Indivíduos com boa ativação do glúteo máximo, geram um torque externo aplicado no quadril levando a uma rápida desaceleração da tibia - Não houve correlação significativa entre o tempo de início da contração do glúteo máximo ou duração da ativação e nenhum dos parâmetros analisados (amplitude de movimento, tempo para o pico interno de rotação, pico interno de velocidade, e tempo para o pico interno de velocidade)
Chumanov E.S.; Wall-Scheffler C.; Heiderscheit B.C. (2008) ⁽¹⁸⁾	<ul style="list-style-type: none"> - Indivíduos do sexo feminino apresentam pico de ativação do músculo glúteo máximo significativamente maior, aproximadamente o dobro do sexo masculino, em todos os níveis de velocidade estudados - Indivíduos do sexo feminino apresentam maior adução do quadril que do sexo masculino e esta foi significativamente correlacionada ($r=0,37$ a $0,63$, $p<0,05$) com a proporção da largura bitrocantérica e comprimento da perna - O glúteo médio esteve ativo em ambos os sexos e essa foi similar durante todo o ciclo da passada
Rutherford D.J.; Hubleby-Kozey C., (2009) ⁽¹⁵⁾	<ul style="list-style-type: none"> - O pico da quantidade de ativação do glúteo médio durante a marcha foi de 70% do CIVM na fase de apoio inicial. O segundo pico de quantidade de ativação foi de 30% da CIVM na fase de médio apoio - Nesse estudo foi relatado que momento adutor do quadril durante a marcha não pode ser diretamente influenciado por características de força dos músculos abdutores do quadril - Foi encontrado que a massa e a velocidade de marcha explicam a variabilidade do momento adutor de quadril

CIVM= Contração isométrica voluntária máxima
EMG= Eletromiografia

culo glúteo máximo durante esta fase da marcha pode estar associada com uma desaceleração rápida do movimento de rotação da tibia no plano transversal⁽¹⁴⁾.

DISCUSSÃO

A presente revisão crítica da literatura teve como objetivo descrever as características musculares dos glúteos (máximo, médio e mínimo) durante o ciclo da marcha e a possível relação com as características biomecânicas observadas durante a marcha realizada por adultos saudáveis. Poucos estudos encontrados puderam ser incluídos, pois a maioria apresentou análise das características dos músculos glúteos durante a marcha simulada em modelos biomecânicos, sendo essa uma importante limitação da área de conhecimento. Além disso, nenhum estudo que foi incluído na presente revisão apresentou informação sobre as características do músculo glúteo mínimo, possivelmente, por este se tratar de um músculo profundo⁽⁴⁾, o que dificulta o uso de eletrodos superficiais de eletromiografia, instrumento de

medida mais utilizado pelos estudos incluídos na presente revisão.

Para a reabilitação de pacientes com lesões nos membros inferiores ou com distúrbios da marcha, o conhecimento da magnitude e distribuição temporal da atividade muscular associada às características cinemáticas e cinéticas durante a marcha deve ser de interesse clínico⁽¹⁶⁾. Saber quais músculos devem estar ativadas e em qual grau, sua distribuição temporal de ativação, o tipo de contração que é realizada e, também, o movimento articular que ocorre durante o ciclo normal da marcha, bem como a associação entre os movimentos articulares e as características musculares, é fundamental para o processo de avaliação e tratamento⁽¹⁶⁾. Entretanto, segundo os resultados da presente revisão da literatura, este conhecimento científico com relação aos músculos glúteos ainda é consideravelmente limitado.

Em um estudo, observou-se que o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial⁽¹⁶⁾.

O mesmo apresentou um pico da quantidade de ativação de 15% da CIVM antes do apoio inicial. No final da fase de balanço, que corresponde à extensão do quadril do membro inferior de apoio, a atividade do músculo glúteo máximo foi gradualmente aumentada, possivelmente para desacelerar o membro. Conforme apontado pelos autores, na fase de apoio inicial e resposta à carga, o glúteo contrai concêntricamente produzindo o momento extensor do quadril e excêntricamente para a absorção da energia vinda da fase de balanço⁽¹⁶⁾. Outro estudo apresentou o mesmo resultado sobre a atividade do músculo glúteo máximo na fase de apoio inicial, relatando-se, ainda, que na fase de apoio médio o músculo glúteo máximo reduziu sua atividade⁽¹⁷⁾.

Ao se comparar a atividade do músculo glúteo máximo entre o sexo feminino e masculino, foi relatado que em indivíduos do sexo feminino esse músculo apresentou pico de quantidade de ativação aproximadamente igual ao dobro do sexo masculino durante a fase de balanço em todas as velocidades de marcha investigadas⁽¹⁸⁾. Esse achado pode ser justificado pelo maior pico de rotação interna de fêmur que foi observado no sexo feminino. Outra justificativa pode ser o fato de indivíduos do sexo feminino e masculino apresentarem diferentes estratégias neuromusculares para a realização de uma mesma tarefa⁽¹⁸⁾.

Foi investigada a relação entre a ativação do músculo glúteo máximo e o movimento da tíbia no plano transversal (rotação da tíbia)⁽¹⁴⁾. Relatou-se que de 0-20% da fase de apoio do ciclo da marcha há uma pequena, mas significativa, correlação entre os graus de ativação do músculo glúteo máximo e a desaceleração rápida da tíbia. É possível que uma elevada ativação do músculo glúteo máximo leve a um maior torque de rotação externa aplicado no fêmur na fase de apoio inicial e, pela ação em cadeia, na tíbia. Por outro lado, este mesmo estudo sugere que o tempo de ativação do glúteo máximo ou duração da sua atividade muscular não apresentou correlação significativa com as características cinemáticas da tíbia no plano transversal⁽¹⁴⁾.

Há evidências de que o movimento da tíbia não é normalmente controlado por estruturas que rodeiam o tornozelo, além disso, estruturas do joelho têm uma pequena influência na rotação da tíbia. Desta forma, o controle dos movimentos da tíbia pode se originar da musculatura do quadril⁽¹¹⁾. Durante o período de 20-25% da fase de apoio da marcha, é possível que músculos proximais ajam concêntricamente para aplicar um momento externo no fêmur e desacelerar a rotação interna da tíbia⁽¹⁴⁾. Portanto, a musculatura do quadril pode influenciar no movimento da tíbia. Consequentemente, alterações na magnitude ou no tempo de pronação do antepé, resultantes da rotação interna anormal da tíbia, o que parece estar associado a doenças musculoesqueléticas, dentre elas a dor patelo-femoral, fasciite planta-

res e tendinopatias de Aquiles, podem ter origens em alterações nos músculos glúteos⁽¹⁴⁾.

O glúteo médio é o abductor do quadril mais importante⁽¹⁶⁾. Este músculo esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial até a retirada dos dedos no membro contralateral⁽¹⁶⁾. O pico de ativação foi de 13% da CIVM e ocorreu durante 10% do ciclo da marcha, sendo esse no início da fase de balanço do membro contralateral. Possivelmente, o músculo glúteo médio está ativo durante a fase de apoio devido a tentativa de se opor ao momento adutor do quadril⁽¹⁶⁾.

Foi analisada a atividade do músculo glúteo médio nos diferentes sexos, relatando-se que esse músculo esteve ativo em ambos os sexos similarmente durante todo o ciclo da marcha, em velocidade confortável⁽¹⁸⁾. Segundo os autores deste estudo, essa ativação ser similar entre os sexos foi algo inesperado, considerando as diferenças observadas de inclinação pélvica lateral e adução do quadril presentes em maior grau no sexo feminino⁽¹⁸⁾.

A função do músculo glúteo médio na marcha parece ter uma relação potencial com patologias do joelho devido à diminuição no momento adutor do quadril observada nesses indivíduos. Como já foi demonstrado, o momento adutor do quadril pode ser usado como uma medida de sobrecarga na parte medial do joelho^(19,20). Recentemente, a biomecânica no plano frontal do quadril durante a marcha foi investigada como um fator de influência em patologias mediais do joelho, como a osteoartrose medial, lesões ligamentares, dor anterior no joelho e fricção da banda iliotibial. Esta associação entre a articulação do quadril e patologias do joelho é estabelecida pela relação entre o momento adutor da articulação do quadril e as características de força e grau de ativação da musculatura do quadril⁽¹⁵⁾. Ao se investigar a relação entre o momento adutor do quadril com a atividade eletromiográfica do músculo glúteo médio, foi apontado que o momento adutor do quadril durante a marcha não pode ser diretamente influenciado por características de força dos músculos abdutores do quadril⁽¹⁵⁾. Durante a marcha, os músculos abdutores do quadril são os responsáveis por gerar o momento e a força para o controle no plano frontal de movimento do quadril. O glúteo médio é o abductor mais importante do quadril e sua larga porção é ativa no plano frontal para estabilizar a pelve e o membro inferior durante a marcha⁽¹⁵⁾. Entretanto, pode ser que a relação entre a força dessa musculatura e o controle do quadril no plano frontal não seja direta. Foi observado que o pico do momento adutor do quadril ocorre aproximadamente aos 15% do ciclo da marcha, enquanto a EMG demonstra que o glúteo médio foi ativado em 70% da CIVM a aproximadamente 8% do ciclo da marcha, diminuindo rapidamente depois⁽¹⁵⁾. Durante a fase de apoio médio (20-40% do ciclo da mar-

cha) um segundo pico de ativação foi observado, em média de 29% da CIVM, enquanto um mínimo de ativação foi observado na fase final de apoio e início de balanço. Enquanto o pico do momento e o pico de ativação do glúteo médio não ocorrem ao mesmo tempo durante a fase inicial de apoio, o aumento da ativação do glúteo na fase de médio apoio corresponde ao período do ciclo da marcha onde foi encontrado o pico do momento adutor⁽¹⁵⁾. Foi apontado ainda que a massa corporal e a velocidade de marcha foram as variáveis que explicaram a variabilidade do momento adutor de quadril. Portanto, a ativação do glúteo médio parece não ter relação direta com a diminuição da queda pélvica durante a marcha e também no momento adutor do quadril⁽¹⁵⁾. Entretanto, um déficit pequeno de força do glúteo médio em presença de patologias de membros inferiores pode ocorrer e manifestar alterações biomecânicas durante a marcha e, nesses casos, uma investigação detalhada deve ser realizada para um melhor esclarecimento desta relação⁽¹⁵⁾.

Todos os estudos incluídos na presente revisão utilizaram a eletromiografia para analisar as características dos músculos glúteos. Entretanto, os resultados obtidos com este método devem ser analisados com cuidado, devido a alguns fatores que podem influenciar a detecção do sinal eletromiográfico: espessura do tecido subcutâneo do indivíduo, velocidade de contração muscular, área de secção transversa do músculo, idade, sexo, mudanças súbitas de posturas, distância entre eletrodos, diferenças antropométricas e impedância da pele⁽²¹⁾. Além disso, o valor mais comumente utilizado para normalizar o sinal eletromiográfico foi obtido por uma contração isométrica voluntária máxima do músculo de interesse. Entretanto, a habilidade de ativar maximamente todas as unidades motoras depende de muitos fato-

res, tais como nível de treinamento e motivação⁽²²⁾.

Há poucos estudos que investigaram a relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha em indivíduos adultos saudáveis. Nenhum estudo foi encontrado sobre as características musculares do glúteo mínimo durante a marcha realizada por esta população. A literatura reporta maior quantidade de estudos onde o ciclo da marcha é analisado através de modelos biomecânicos e não em humanos, o que é uma importante limitação desta área do conhecimento.

Como foi evidenciado pelos estudos incluídos na presente revisão, o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial e indivíduos do sexo feminino ativaram mais essa musculatura em diferentes velocidades quando comparados a indivíduos do sexo masculino. O grau de ativação do músculo glúteo máximo teve relação com a desaceleração do movimento de rotação da tíbia no plano transversal na fase de 0-20% da fase de apoio. O músculo glúteo médio se apresentou ativo principalmente na fase de apoio, sendo que essa ativação, em ambos os sexos, foi similar em todas as velocidades de marcha analisadas. Além disso, a relação entre a força do músculo glúteo médio e o momento adutor do quadril durante a marcha não foi observada, sendo que esse momento adutor foi associado significativamente com a massa corporal dos indivíduos e a velocidade de marcha.

Para que as afirmações já apontadas de forma teórica sobre as possíveis ações dos músculos glúteos durante a marcha sejam cientificamente estabelecidas é preciso o desenvolvimento de novos estudos, em humanos, para atender a esta finalidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DAVID J.; MAGEE D. Avaliação musculoesquelética. Barueri: Manole, 2005; 4 ed.
2. FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; SILVA, P.L. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation, St. Louis: Saunders, 2007.
3. CORREA, T.A. *et al.* Contributions of individual muscles to hip joint contact force normal walking. *Journal of Biomechanics*, Victoria, 2010; 15(43):1618-1622.
4. NEUMANN, D.A. Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
5. ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, Stanford, 2003; 2(17):159-169.
6. PANDY, M.G.; LIN, Y.C.; KIM, H.J.; Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics*, Victoria, 2010; 11(43):2055-2064.
7. SASAKI, K.; NEPTUNE, R.R. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of Biomechanics*, Boise. 2010; 14(43):2780-2784.
8. ZAJAC, F.E. Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics*, Palo Alto, 1993; 26(1):109-124.
9. PANDY, M.G.; ANDRIACCHI, T.P. Muscle and Joint Function in Human Locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*. Victoria. 2010; 12:401-433.

10. JONKERS, I.; STEWART, C.; SPAEPEN, A. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait & Posture*, Leuven. 2003; 3(17):264-272.
11. BELLCHAMBER, T.; VAN DEN BOGERT, A.J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of Biomechanics*, Calgary, 2000; 33:1397-1403.
12. CALLAGHAN, M.J.; BALZOPoulos, V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. *Clinical Biomechanics*, Liverpool. 1994; 9:79-84.
13. TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patella-femoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Connecticut. 1987; 9:160-165.
14. PREECE *et al.* The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait & Posture*, The Netherlands. 2008; 4(27):616-621.
15. RUTHERFORD, D.J., HUBLEY-KOZEY, C. Explaining the hip adduction moment variability during gait: Implications for hip abductor strengthening. *Clinical Biomechanics*, Halifax. 2009; 3(24):267-273.
16. ERICSON, M.O.; NISELL, R.; EKHOLM, J. Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm. 1986; 4(18):159-163.
17. HASHIMOTO, F.; OGAWA, R.; KAMEYAMA, O. Control engineering and electromyographic kinesiology analyses of normal human gait. *Journal of Orthopaedic Science*, Osaka. 2000; 2(5):139-149.
18. CHUMANOV, E.S.; WALL-SCHEFFLER, C.; HEIDERSCHEIT, B.C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, Madison. 2008; 10(23):1260-1268.
19. LANDRY, SC. *et al.* Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a selfselected and fast walking speed. *Journal of Biomechanics*, Halifax. 2007; 40:1754-1761.
20. NEWELL, R.S. *et al.* Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model. *Gait & Posture*, Halifax. 2008; 27:485-492.
21. KELLIS E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*. 1998; 25(1):37-62.
22. OCARINO, J. M. *et al.* Eletromiografia: Interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Fisioterapia Brasil*, São Paulo. 2005; 6(4):305-310.

Artigo de Revisão

Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) e músculos respiratórios.

Respiratory muscle and Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS).

Vanessa Regiane Resqueti⁽¹⁾, Palomma Russelly Saldanha de Araújo⁽¹⁾, Mario Emilio Dourado Junior⁽²⁾, Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi⁽¹⁾.

Laboratório de Fisioterapia PneumoCardioVascular, Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) Natal-RN.

Resumo

Introdução: a Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) determina alterações nos músculos respiratórios que progressivamente alteram a função respiratória através de modificações nos centros respiratórios, caixa torácica e mecânica respiratória. Este conjunto de complicações respiratórias é responsável pelo elevado índice de morbidade/mortalidade. Apesar dos fortes indícios científicos, atualmente existem poucos estudos avaliando a viabilidade e a eficácia do treinamento muscular respiratório (TMR) na manutenção da força muscular respiratória na diminuição das complicações respiratórias. **Objetivo:** Detalhar a fisiopatologia da ELA. **Método:** As alterações dos músculos respiratórios e o TMR como possível intervenção no tratamento da Fisioterapia Respiratória. **Resultados:** Na literatura consultada foram encontrados apenas dois estudos sobre o TMR na ELA. Indícios científicos mostram que os músculos respiratórios podem estar acometidos ou em processo de perda da capacidade contrátil pela perda de neurônios motores respiratórios, mesmo sem alterações presente na função pulmonar. Diante da escassez de estudos, o treinamento muscular respiratório ainda é controverso. Entretanto, os poucos indícios mostram que possivelmente o treinamento muscular inspiratório (IMT) poderia beneficiar os pacientes com ELA, evitando o declínio da força inspiratória e mantendo sua função pulmonar. **Conclusão:** O TMR (TMI e TME) pode ser considerado uma opção terapêutica potencial da Fisioterapia Respiratória no tratamento da ELA. Os possíveis benefícios do TMR poderão ser estabelecidos através do conhecimento da resposta de parâmetros específicos como a segurança, intensidade, frequência, duração e modalidade de treinamento a serem adotado.

Palavras-chave: Esclerose lateral amiotrófica, músculos respiratórios, treinamento muscular respiratório.

Abstract

Introduction: Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) produces changes in respiratory muscles that progressively alter the respiratory function through changes in the respiratory centers and mechanics of breathing. This set of respiratory complications, is responsible for high morbidity/mortality. Despite strong scientific evidence, there are currently few studies evaluating the feasibility and effectiveness of respiratory muscle training (RMT) aim to maintain muscle strength and reducing respiratory complications. **Objective:** The purpose of this review was to detail the pathophysiology of ALS **Method:** As changes in the respiratory muscles and RMT as a possible intervention. **Results:** we found in medical literature only two studies that are affected due loss of muscle contractile capacity associated with respiratory motor neurons apoptosis, even without this change in lung function. Given the lack of studies, the respiratory muscle training until remains controversial. However, some evidences shows that possibly the inspiratory muscle training (IMT) could benefit patients with ALS, preventing the decline of inspiratory force and keeping their lung function. **Conclusion:** TMR (TMI and TME) may be considered a potential therapeutic option of Respiratory Therapy in the treatment of ALS. The possible benefits of TMR will be established when knowledge of specific parameters such as security, intensity, frequency, duration and type of training become evident in future publications.

Keywords: Amyotrophic lateral sclerosis, respiratory muscle, respiratory muscle training.

Artigo recebido em 21 de outubro de 2010 e aceito em 5 março de 2011.

1. Laboratório de Fisioterapia PneumoCardioVascular, Departamento de Fisioterapia Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN, Natal, Rio Grande do Norte, Brasil.
2. Ambulatório de Doenças Neuromusculares do Serviço de Eletroneuromiografia do Hospital Universitário Onofre Lopes, Universidade Federal do Rio Grande do Norte– UFRN, Natal, Rio Grande do Norte, Brasil.

Endereço para correspondência

Vanessa Regiane Resqueti. Laboratório de Fisioterapia PneumoCardioVascular, Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Caixa Postal 1524 – Campus Universitário Lagoa Nova. CEP: 59072-970. Natal, RN. Tel: 84 3342 2013. E-mail: vanessaesqueti@hotmail.com.

INTRODUÇÃO

A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença neuromuscular degenerativa caracterizada pelo declínio progressivo da função muscular causado concomitantemente pela degeneração progressiva do primeiro e segundo neurônio motor localizados no cérebro, tronco cerebral e medula espinhal^(1,2). Dentre as doenças neuromusculares é a mais devastadora, com um curso clínico determinado e uma sobrevida que em sua maioria não ultrapassa três anos em 76% casos e 5 a 10 anos em 8-16%⁽³⁾.

A ELA pode ser classificada nas formas familiares, 5-10% casos devido à herança autossômica dominante, cujo 10- 20% são associados a um defeito no gene codificador do zinco superóxido dismutase do cromossoma 21, ou esporádica que são a maioria dos casos e não tem relação genética na fisiopatologia. Formas autossômicas recessiva foram descritas em algumas regiões como o norte da África. Ambas as formas são clinicamente e patologicamente similares. A prevalência é de 2-7 casos por 100.000 indivíduos e a incidência é de 0.4-1.8 por 1000.000 indivíduos/ano na população geral. A média de idade de início da doença é de 55 anos e a idade e o sexo são os únicos fatores de riscos documentados na população geral, com maior afetação dos homens que mulheres na proporção de 3-2 na forma esporádica e 1-1 na forma familiar⁽⁴⁻⁶⁾.

Historicamente Jean Mari Charcot, medico francês, descreveu em 1865 um caso de uma mulher histérica com fraqueza permanente e contraturas de músculos de membros⁽⁷⁾. Em autópsia *"post-mortem"* foi observada esclerose fascicular do trato lateral da medula espinhal. Após uma década de vigorosos debates levaram a conclusões que o neurônio motor era o alvo da *"paralysie musculaire atrophiante"*⁽⁸⁾ e foram denominados três conceitos nosológicos: atrofia muscular progressiva (AMP), esclerose lateral primária (ELP) e esclerose lateral amiotrófica (ELA ou doença de Charcot). Os três primeiros critérios para seleção de pacientes com ELA foram descritos por Charcot como fraqueza motora de início rápido, sem clara relação com a atrofia, permanente contratura associada à dor muscular espontânea desencadeada por pressão ou tração⁽⁹⁾.

Fisiopatologia e alterações musculares esqueléticas

A ELA é caracterizada pela perda de força muscular esquelética e atrofia devido ao processo degenerativo dos neurônios motores. Clinicamente os sintomas de fraqueza e atrofia iniciam-se com frequência unilateralmente e em região distal de membros superiores em 60 a 80% dos pacientes⁽¹⁰⁾. A perda de força inicialmente pode envolver também os músculos bulbares e membros inferiores e atualmente não há um padrão estabelecido de acometimento, porém existe a divisão em regiões afetada em bulbar, cervical ou lombar. Alterações

sensitivas não são indicativas de ELA, mas podem estar relacionadas como uma comorbidade neurológica⁽¹¹⁾. Os sintomas de apresentação variam significativamente, a doença é progressiva, não apresenta períodos de remissão e períodos de estabilidade são raros.

Na ELA de início bulbar os pacientes apresentam-se com quadro de disartria, disfagia ou ambos. Podendo estar presente paralisia do primeiro neurônio motor, segundo neurônio motor ou ambos. A paralisia bulbar está associada à fraqueza e paralisia facial no quadrante superior, inferior e fasciculação da língua, podendo estar associada à paralisia pseudo-bulbar caracterizada pela labilidade emocional e disartria. O início cervical da ELA apresenta-se com sintomas nos membros superiores, bilateral ou unilateralmente. A fraqueza proximal pode estar presente com sintomas em dificuldade de abduzir o ombro, a fraqueza distal de membros superiores pode-se manifestar com dificuldades de realizar atividades em pinça. Os sinais nos membros superiores podem estar presentes nos acometimentos de neurônios motores bulbares, primeiro neurônio motor ou segundo neurônio motor⁽¹²⁾. O início da doença do tipo lombar implica na degeneração do segundo neurônio motor, sinais e sintomas nos membros inferiores como a fraqueza nos flexores de pé (pé caído) ou dificuldade em subir escadas. Com o progresso da doença, quase todos os sistemas secundariamente serão acometidos, apenas com preservação da musculatura dos olhos e dos esfíncteres. Em relação aos sinais e prognósticos, o diagnóstico da doença em idade avançada, baixa capacidade vital forçada (CVF), sintomas iniciais incapacitantes e início de sintomatologia bulbar são considerados como mau prognóstico⁽¹³⁾. A dificuldade do diagnóstico e a necessidade de confirmação do mesmo levaram a comunidade científica a criar um sistema de diagnóstico *"El Escorial Diagnostic Criteria-Revised"*⁽¹⁴⁾, que por um lado, muitas vezes prolonga o início do tratamento, mesmo que paliativo, por outro permite uma melhor avaliação dos casos suspeitos, assim como também a exclusão de outras patologias com curso clínico diferenciado levando a uma melhor unificação dos critérios de diagnósticos nos estudos clínicos. Segundo *"El Escorial"* para confirmação do diagnóstico são necessários sinais em três das 4 regiões corpóreas (bulbar, cervical, torácica e lombo-sacra), evidência de degeneração do primeiro e segundo neurônio motor, generalização progressiva dos sinais entre todas as regiões. Atualmente não se dispõe de nenhum teste ou técnica de diagnóstico preciso.

Muitas causas e hipóteses patogênicas para ELA foram propostas ao longo dos anos, variando do efeito tóxico de metais pesados, fatores ambientais e exposições ocupacionais^(15,16). Apesar da intensiva pesquisa, a doença continua pobremente entendida em relação a uma hipótese única causal. Atualmente a hipótese mais aceitável está focada no efeito excitotóxico e no estres-

se oxidativo. Entende-se como excitotoxicidade o processo em cujo, aminoácidos neuromoduladores como o glutamato, tornam-se tóxicos quando presente em concentrações supra-fisiológicas⁽¹⁷⁻²¹⁾.

Músculos respiratórios na ELA

Apesar do acometimento geral da musculatura esquelética, do ponto de vista de prognóstico, a maioria dos pacientes com ELA falece devido ao declínio da função pulmonar causado pela fraqueza dos músculos respiratórios⁽²²⁻²⁴⁾ que determina uma insuficiência respiratória ou mesmo complicações respiratórias como a pneumonia. As alterações precoces dos músculos respiratórios, no caso da ELA de início bulbar indicam um mau prognóstico segundo vários estudos⁽²⁵⁾. O envolvimento dos músculos inspiratórios e expiratórios e dos músculos bulbares associados às complicações que desencadeiam estas alterações musculares, são responsáveis pela maioria das mortes em pacientes com ELA⁽²⁶⁻²⁸⁾.

A alteração primária dos músculos respiratórios determina alterações secundárias nos pulmões e caixa torácica. Estas alterações associadas levam, em longo prazo, a modificação dos centros respiratórios e, consequentemente do volume corrente e das demais variáveis do padrão respiratório⁽²⁹⁻³¹⁾. Estas modificações determinam uma diminuição da mecânica ventilatória ocasionando uma hipoventilação alveolar, microateletasias, redução da complacência pulmonar, redução da mobilidade de caixa torácica e limitação da capacidade metabólica do diafragma pela diminuição do tempo de relaxamento durante o tempo expiratório do ciclo ventilatório^(32,33). O comprometimento do padrão respiratório combinado com a fraqueza muscular respiratória leva a alterações nos gases arteriais determinando o desenvolvimento da insuficiência respiratória que é normalmente precedida de pneumonias por incapacidade de expectoração determinada pela fraqueza dos músculos expiratórios^(29,30). Outros problemas relatados na ELA são a hipoventilação noturna e as apnéias obstrutivas, que estão relacionadas à fraqueza do músculo diafragma, fraqueza dos músculos acessórios, diminuição da sensibilidade à hipóxia e a hipercapnia que comprometem a ventilação alveolar noturna^(34,35).

Os músculos respiratórios em pacientes com ELA podem estar alterados mesmo sem alteração da função pulmonar. Em muitos pacientes, os primeiros sinais de alteração dos músculos respiratórios são a hipoventilação alveolar noturna associada aos sintomas de fadiga geral, sonolência diurna, cefaleia matinal, distúrbios de humor entre outros⁽³⁶⁾. Alguns estudos foram publicados com o intuito de estabelecer a relação entre o grau de fraqueza muscular respiratória, a distribuição da fraqueza (diafragmática *versus* fraqueza muscular global) e os volumes pulmonares. Os autores encontraram uma capacidade pulmonar total (CPT) normal, um elevado

volume residual, uma diminuição da capacidade vital e uma diminuição da força muscular respiratória (inspiratória e expiratória) mais acentuada da pressão expiratória máxima (PE_{máx}) que da pressão inspiratória máxima (PI_{máx}). Este estudo demonstrou que a diminuição da PE_{máx} em níveis acentuados determina uma elevação do volume residual (VR) que se traduz clinicamente com uma diminuição da eficiência expiratória⁽³⁷⁾. Outros autores confirmaram a relação entre as alterações musculares já instaladas e as alterações da função pulmonar. Em 213 pacientes, Fallat et al⁽³⁸⁾ encontraram uma CVF e CPT preservada associado a uma acentuada alteração no VR e da ventilação voluntária máxima (VVM). Estes mesmo autores estabeleceram a relação entre sintomatologia e função pulmonar, observando que apesar das alterações musculares instaladas, os sintomas respiratórios só eram relatados pelos pacientes depois de uma marcada diminuição da função pulmonar⁽³⁸⁾. Outro trabalho mais recente demonstrou que apesar de uma função pulmonar preservada, evidenciado por uma CVF limítrofe, as alterações dos músculos respiratórios já estavam instaladas evidenciadas por uma diminuição da PI_{máx}, PE_{máx} e SNIFF teste (pressão inspiratória nasal) entre 30-40%⁽³⁹⁾.

Treinamento muscular respiratório na ELA

Os músculos respiratórios, assim como os demais músculos esqueléticos, podem ser treinados^(31,32). Tanto a estrutura como as características funcionais dos músculos respiratórios podem ser modificadas em resposta ao aumento (imposição de cargas) ou diminuição (inatividade) da atividade motora. O treinamento dos músculos tanto esqueléticos periféricos como respiratórios na ELA é um tema controverso na literatura. Alguns estudos epidemiológicos demonstram aumento da prevalência de ELA em indivíduos submetidos a alto estímulo muscular periférico como atletas e profissionais do esporte^(34,35) e outros não encontraram essa relação⁽³⁶⁻³⁸⁾. Segundo alguns autores e estudos, o treinamento não só dos músculos respiratórios, mas principalmente músculos esqueléticos na ELA incitam uma resposta neuroprotetora em relação à perda de neurônios motores responsáveis pelo comando central da atividade muscular respiratória e esquelética global, resultados confirmados por estudos experimentais⁽³⁹⁻⁴³⁾ e clínicos⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾.

Em modelo experimentais de ratos que superexpressam a proteína mutante SOD1, responsável pelo desencadeamento da doença na idade adulta semelhante em relação à função motora, patologia e fisiopatologia de morte neuronal tanto na ELA esporádica com na ELA familiar⁽⁴⁷⁾, estudos experimentais demonstraram que os exercícios aeróbicos de moderada intensidade associado ao fator de crescimento insulínico injetável "Insuline-like growth factor- IGF-1" aumentam a sobrevida (em aproximadamente 83 dias), atenuam a morte neuronal e a

perda da função motora em comparação com grupos de ratos sedentários⁽³⁸⁾. Apesar dos efeitos sinérgicos desta associação, de forma isolada tanto o exercício aeróbico como o *IGF-1* resultaram também serem neuroprotetores em relação à morte neuronal. Outros estudos corroboram com estes resultados demonstrando um aumento na sobrevivência do modelo animal de ELA quando submetido aos exercícios aeróbicos^(41,42). Clinicamente três estudos mostraram melhoras nos pacientes submetidos a treinamento moderado de força ou treinamento aeróbico. Todos os estudos mostraram uma diminuição do declínio da perda de força com respostas de atenuação do declínio que se iniciaram significativamente no terceiro mês (treinamento aeróbico)⁽⁴⁴⁾, no sexto mês (treinamento aeróbico)⁽⁴⁵⁾ e ao décimo segundo mês (treinamento a força)⁽⁴⁶⁾.

O primeiro estudo sobre Treinamento dos Músculos Respiratórios (TMR) na ELA foi publicado por Gross & Meiner (1993)⁽⁴⁷⁾, que avaliou os efeitos do treinamento dos músculos respiratórios em seis pacientes com ELA em uma mostra variada de doenças neuromusculares. Existem indícios que o TMR pode beneficiar esses pacientes atuando com um fator neuroprotetor da morte neuronal estimulando a plasticidade neuronal e muscular. Por se tratar de um estudo não controlado, devemos ser restritos na interpretação dos resultados levando em consideração outros aspectos da metodologia como a utilização para o TMR de uma válvula de treinamento a resistência por orifícios, que depende do fluxo para ser eficiente. Apesar das restrições metodológicas os resultados do TMR de duas sessões diárias de 15 minutos durante três meses foram bastante interessantes. Foram encontrados resultados significativos em relação ao pico de fluxo (preditor de eficiência de tosse)⁽⁴⁸⁾, ventilação voluntária máxima (indicador de resistência e trabalho respiratório)⁽⁴⁹⁾ e pressões respiratórias (indicador de força músculos inspiratórios e expiratórios)⁽⁵⁰⁾.

As mudanças estruturais, funcionais e metabólicas dos músculos respiratórios em resposta ao treinamento se assemelham muito às observadas em músculos esqueléticos periféricos apesar das particularidades principalmente do diafragma caracterizado por contrair-se aproximadamente 45% do tempo durante toda vida de um indivíduo⁽⁵¹⁾. A plasticidade da unidade motora, responsável pelas mudanças funcionais, estruturais e metabólicas do músculo diafragma, ocorre em cada componente do sistema neuromuscular como os neurônios motores, a junção neuromuscular e as fibras musculares. O TMR através da aplicação de cargas resistivas

mostrou-se ser eficiente em aumentar a área de secção transversa das fibras e geração de força com claro aumento nas proteínas contráteis⁽⁵²⁻⁵⁶⁾. Clinicamente, o TMR mostrou-se eficiente em aumentar a força e a resistência dos grupos musculares em diversas patologias como na Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC)^(57,58), na asma^(59,60), insuficiência cardíaca crônica^(61,62), nas obstruções de vias aéreas superiores por paralisia de cordas vocais como a disfunção paradoxal de cordas vocais^(63,64), no desmame de pacientes em ventilação mecânica com insucesso^(65,66), em lesões medulares altas e baixas⁽⁶⁷⁻⁷²⁾, na Esclerose Múltipla⁽⁷³⁾, Distrofia Muscular de Duchenne⁽⁷⁴⁻⁷⁷⁾, na Miastenia Gravis⁽⁷⁸⁾ e Distrofia muscular miotônica⁽⁷⁹⁾, entre outras doenças.

Recentemente, Cheah BC *et al.*, em 2009, em um estudo controlado, randomizado e duplo-cego, realizou o treinamento muscular inspiratório (TMI) em 9 pacientes com diagnóstico de ELA, durante 12 semanas, utilizando um grupo controle. Foi observado um aumento na força muscular inspiratória em ambos os grupos, com uma melhora não significativa de 6,1% no grupo treinamento comparado ao controle. Entretanto, o ganho foi parcialmente revertido após a cessação do treinamento, reavaliado após 8 semanas de seguimento. Mesmo com uma amostra pequena e resultados tão escassos, os autores sugerem que durante o período de treinamento, o paciente com ELA puderam beneficiar-se reduzindo o declínio da sua função respiratória⁽⁸⁰⁾.

Portanto, existem fortes indícios que o TMR pode beneficiar os pacientes com ELA. Ainda que não haja alteração da função pulmonar, indícios científicos mostram que os músculos respiratórios já estão acometidos ou em processo de perda de capacidade contrátil devido a perda de neurônios motores respiratórios. Entretanto, existem alguns pontos que não foram estabelecidos como quando iniciar o treinamento, a frequência de realização, a duração e a intensidade a ser utilizada durante treinamento.

CONCLUSÃO

O TMR (TMI e TME) é considerado um como opção terapêutica potencial da Fisioterapia Respiratória no tratamento da ELA como o objetivo de aumentar e/ou manter a força dos músculos respiratórios. Estes possíveis benefícios poderão ser estabelecidos através do conhecimento da resposta de parâmetros específicos como a segurança, intensidade, frequência, duração e modalidade de treinamento a ser adotado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Caroscio JT, Mulvihill MN, Sterling R, Abrams B. Amyotrophic lateral sclerosis: Its natural history. *Neurol Clin* 1987;5:1-8.

2. Murray B. Natural history and prognosis in amyotrophic lateral sclerosis. In: Mitsumoto H, Przedborski S, Gordon P, eds. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*. New York, NY: Taylor & Francis; 2006:227-255.
3. Hirtz D, Thurman DJ, Gwinn-Hardy K, Mohamed M, Chaudhuri AR, Zalutsky R. How common are the common neurological disorders. *Neurology* 2007;68:326-37.
4. Mulder DW, Kurland LT, Offord KP, Beard CM. Familial adult motor neuron disease: amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology* 1986;36:511-517.
5. Rosen DR, Siddique T, Patterson D, Figlewicz DA, Sapp P, Hentati A, Donaldson D, Goto J, O'Regan JP, Deng HX, et al. Mutations in Cu/Zn superoxide dismutase gene are associated with familial amyotrophic lateral sclerosis. *Nature* 1993; 362: 59-62.
6. Cleveland DW, Rothstein JD. From Charcot to Lou Gehrig: deciphering selective motor neuron death in ALS. *Nature Reviews Neuroscience* 2001;2:806-819.
7. Charcot M. Sclérose des cordons lateraux de la moelle épinière, chez une femme hystérique, atteinte de contracture permanente des quatre membres. *Union Medicale* 1865;25:451-472.
8. Cruveilhier J. Sur la paralysie musculaire progressive atrophique. *Arch Gen Med* 1853; 91:561-603.
9. Charcot M. De la sclérose laterale amyotrophique. *Progrès Medicales* 1874;2:325-340;341-356;453-485.
10. Rowland LP, Mitsumoto H, De Vivo D. Hereditary and acquired motor neuron diseases. In: Rowland LP, ed. *Merritt's Neurology*. 11th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005:861-870.
11. Mitchell JD, Borasio GD. Amyotrophic lateral sclerosis. *Lancet* 2007;369: 2031-41.
12. Gordon PH, Cheng B, Katz IB, Pinto M, Hays AP, Mitsumoto H, Rowland LP. The natural history of primary lateral sclerosis. *Neurology* 2006;66:647-53.
13. Haverkamp LJ, Appel V, Appel SH. Natural history of amyotrophic lateral sclerosis in a database population: validation of a scoring system and a model for survival prediction. *Brain* 1995; 118: 707-19.
14. Brooks BR, Miller RG, Swash M, Munsat TL; World Federation of Neurology Research Group on Motor Neuron Diseases. El Escorial revisited: revised criteria for the diagnosis of amyotrophic lateral sclerosis. *Amyotroph Lateral Scler Other Motor Neuron Disord*. 2000 Dec;1(5):293-9.
15. Mitchell JD. Heavy metals and trace elements in amyotrophic lateral sclerosis. *Neurol Clin* 1987;5:43-60.
16. Armon C. An evidence-based medicine approach to the evaluation of the role of exogenous risk factors in sporadic amyotrophic lateral sclerosis. *Neuroepidemiology* 2003; 22:217-28.
17. Nagai M, Re DB, Nagata T, Chalazonitis A, Jessell TM, Wichterle H, Przedborski S. Astrocytes expressing ALS-linked mutated SOD1 release factors selectively toxic to motor neurons. *Nat Neurosci*. 2007;10:615-622.
18. Bruijn LI, Miller TM, Cleveland DW. Unraveling the mechanisms involved in motor neuron degeneration in ALS. *Annu Rev Neurosci*. 2004;27:723-749.
19. Pasinelli P, Brown RH. Molecular biology of amyotrophic lateral sclerosis: insights from genetics. *Nat Rev Neurosci*. 2006;7:710-723.
20. Rowland LP, Schneider NA. Amyotrophic lateral sclerosis. *N Engl J Med*. 2001;344:1688-1700.
21. Wood JD, Beaujeux TP, Shaw PJ. Protein aggregation in motor neuron disorders. *Neuropathol Appl Neurobiol*. 2003;29:529-545.
22. Traynor BJ, Zhang H, Shefner JM, Schoenfeld D, Cudkovicz ME; NEALS Consortium. Functional outcome measures as clinical trial endpoints in ALS. *Neurology* 2004;63:1933-5.
23. Caroscio JT, Mulvihill MN, Sterling R, Abrams B. Amyotrophic lateral sclerosis: its natural history. *Neurol Clin* 1987;5:1-8.
24. Kleopa KA, Sherman M, Neal B, Romano GJ, Heiman-Patterson T. Bipap improves survival and rate of pulmonary function decline in patients with ALS. *J Neurol Sci* 1999;164:82-8.
25. Haverkamp LJ, Appel V, Appel SH. Natural history of amyotrophic lateral sclerosis in a database population. Validation of a scoring system and a model for survival prediction. *Brain* 1995;118:707-19.
26. Similowski T, Attali V, Bensimon G, Salachas F, Mehiri S, Arnulf I, Lacomblez L, Zelter M, Meininger V, Derenne JP. Diaphragmatic dysfunction and dyspnea in amyotrophic lateral sclerosis. *Eur Respir J* 2000;15:332-7.
27. Traynor BJ, Zhang H, Shefner JM, Schoenfeld D, Cudkovicz ME; NEALS Consortium. Functional outcome measures as clinical trial endpoints in ALS. *Neurology* 2004;63:1933-5.
28. Boe SG, Stashuk DW, Doherty TJ. Motor unit number estimates and quantitative motor unit analysis in healthy subjects and patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Muscle Nerve*. 2007 ;36:62-70.
29. De Troyer A, and Estenne M. The respiratory system in neuromuscular disorders. In C. Roussos, editor. *Lung Biology in Health and Disease*, Vol. 85. The Thorax, Part C: Disease. Marcel Dekker, New York. 1995; 2177-2212.
30. Noah Lechtzin. Respiratory Effects of Amyotrophic Lateral Sclerosis: Problems and Solutions. *Respir Care* 2006;51:871- 881.

31. Bach JR. Pathophysiology of paralytic-restrictive pulmonary syndromes. In: *Pulmonary Rehabilitation-Obstructive and Paralytic Conditions*. Philadelphia, PA: Hanley & Belfus, 1996, p. 275-283.
32. Hu, F, A. Comtois, and A. E. Grassino. Optimal diaphragmatic blood perfusion. *J. Appl. Physiol.* 1992; 72:149-157.
33. Celli BR. Clinical and physiologic evaluation of respiratory muscle function. *Clin Chest Med* 1989;10:199-214.
34. Chio A, Benzi G, Dossena M, Mutani R, Mora G. Severely increased risk of amyotrophic lateral sclerosis among Italian professional football players. *Brain* 2005;128:472-476.
35. Scarmeas N, Shih T, Stern Y, Ottman R, Rowland L P. Premorbid weight, body mass, and varsity athletics in ALS. *Neurology* 2002; 59:773-775.
36. Armon C. Sports and trauma in amyotrophic lateral sclerosis revisited. *Journal of the Neurological Sciences* 2007;262: 45-53.
37. Qureshi M M, Hayden, D, Urbinelli L, et al. Analysis of factors that modify susceptibility and rate of progression in amyotrophic lateral sclerosis (ALS). *Amyotrophic Lateral Sclerosis* 2006 7:173-182.
38. Longstreth, W T, McGuire, V, Koepsell T D, Wang Y, van Belle G. Risk of amyotrophic lateral sclerosis and history of physical activity: a population-based case-control study. *Archives of Neurology* 1998; 55:201-206.
39. Kaspar, B K, Frost, L M, Christian L, Umaphathi P, Gage FH. Synergy of insulin-like growth factor-1 and exercise in amyotrophic lateral sclerosis. *Annals of Neurology* 2005;57: 649-655.
40. Kaspar BK, Llado J, Sherkat N, Rothstein JD, Gage F H. Retrograde viral delivery of IGF-1 prolongs survival in a mouse ALS model. *Science* 2003; 301:839-842.
41. Kirkinezos IG, Hernandez D, Bradley WG, Moraes CT. Regular exercise is beneficial to a mouse model of amyotrophic lateral sclerosis. *Annals of Neurology* 2003;53: 804-807.
42. Veldink JH, Bar, PR, Joosten EA, Otten M, Wokke JH, van den Berg L H. Sexual differences in onset of disease and response to exercise in a transgenic model of ALS. *Neuromuscular Disorders* 2003;13:737-743.
43. Grondard C, Biondi O, Armand AS, Lécolle S, Della Gaspera B, Pariset C, Li H, Gallien CL, Vidal PP, Chanoine C, Charbonnier F. Regular exercise prolongs survival in a type 2 spinal muscular atrophy model mouse. *Journal of Neuroscience* 2005;25:7615-7622.
44. Drory VE, Goltsman E, Reznik JG, Mosek A, Korczyn AD. The value of muscle exercise in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences* 001;191:133-137.
45. Pinto AC, Alves M, Nogueira A, Evangelista T, Carvalho J, Coelho A, de Carvalho M, Sales-Luís ML. Can amyotrophic lateral sclerosis patients with respiratory insufficiency exercise? *J. Neurological Sciences* 1999;169: 69-75.
46. Bello-Haas VD, Florence JM, Kloos AD, Scheirbecker J, Lopate G, Hayes SM, Pioro EP, Mitsumoto H. A randomized controlled trial of resistance exercise in individuals with ALS. *Neurology* 2007;68:2003-2007.
47. Gross D, Meiner Z. The effect of ventilatory muscle training on respiratory function and capacity in ambulatory and bed-ridden patients with neuromuscular disease. *Monaldi Arch Chest Dis.* 1993;48:322-6
48. Gruzman A, Wood WL, Alpert E, Prasad MD, Miller RG, Rothstein JD, Bowser R, Hamilton R, Wood TD, Cleveland DW, Lingappa VR, Liu J. Common molecular signature in SOD1 for both sporadic and familial amyotrophic lateral sclerosis. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 2007;104:12524-12529.
49. Lanini B, Masolini M, Bianchi R, Binazzi B, Romagnoli I, Gigliotti F, Scano G. Chest wall kinematics during voluntary cough in neuromuscular patients. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;161:62-8.
50. Milic-Emili, Joseph, and Marcello M. Orzalesi. Mechanical work of breathing during maximal voluntary ventilation. *J. Appl. Physiol.* 1998;85:254-258.
51. ATS/ERS. Joint statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;166:518-624.
52. Mantilla CB, Sieck GC. Invited Review: Mechanisms underlying motor unit plasticity in the respiratory system. *J Appl Physiol* 2003;94:1230-1241.
53. Rowley KL, Mantilla CB, Sieck GC. Respiratory muscle plasticity. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 2005;147:235-251.
54. Gea J, Hamid, Q, Czaika G, Zhu E, Mohan-Ram V, Goldspink G, Grassino A. Expression of myosin heavy-chain isoforms in the respiratory muscles following inspiratory resistive breathing. *Am. J. Respir. Crit. Care Med* 2000;161:1274-1278.
55. Prezant DJ, Aldrich TK, Richner B, Gentry E, Valentine DE, Nagashima H, Cahill J. Effects of long-term continuous respiratory resistive loading on rat diaphragm function and structure. *J. Appl. Physiol.* 1993;74:1212-1219.
56. Rollier H, Bisschop A, Gayan-Ramirez G, Gosselink R, Decramer M. Low load inspiratory muscle training increases diaphragmatic fiber dimensions in rats. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1998;157: 833-839.
57. Geddes EL, Reid WD, Crowe J, O'brian K, Brooks D. Inspiratory muscle training in adults with chronic obstructive pulmonary disease: A systematic review. *Respir Med* 2005;99:1440-1458.

58. Crisafulli E, Costi S, Fabbri LM, Clini EM. Respiratory muscles training in COPD patients. *Int J Chron Obstruct Pulm-on Dis.* 2007;2:19-25.
59. Weiner P, Magadle R, Massarwa F, Beckerman M, Berar-Yanay N. Influence of gender and inspiratory muscle training on the perception of dyspnea in patients with asthma. *Chest.* 2002; 122: 197-201.
60. Weiner P, Berar-Yanay N, Daviddovich A, Magalde R, Weiner M. Specific inspiratory muscle training in patients with mild asthma with high consumption of inhaled β_2 agonists. *Chest* 2000; 117: 722-727.
61. Chiappa GR, Roseguini BT, Vieira PJ, Alves CN, Tavares A, Winkelmann ER, Ferlin EL, Stein R, Ribeiro JP. Inspiratory muscle training improves blood flow to resting and exercising limbs in patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol.* 2008;51:1663-71.
62. Dall'Ago P, Chiappa GR, Guths H, Stein R, Ribeiro JP. Inspiratory muscle training in patients with heart failure and inspiratory muscle weakness: a randomized trial. *J Am Coll Cardiol.* 2006;47:757-63.
63. Ruddy BH, Davenport P, Baylor J, Lehman J, Baker S, Sapienza C. Inspiratory muscle strength training with behavioral therapy in a case of a rower with presumed exercise-induced paradoxical vocal-fold dysfunction. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2004;68:1327-32
64. Baker SE, Sapienza CM, Martin D, Davenport S, Hoffman-Ruddy B, Woodson G. Inspiratory pressure threshold training for upper airway limitation: a case of bilateral abductor vocal fold paralysis. *J Voice.* 2003;17: 384-94.
65. Martin AD, Davenport PD, Franceschi AC, Harman E. Use of inspiratory muscle strength training to facilitate ventilator weaning: A serial of 10 consecutive patients. *Chest* 2002;122: 192-196.
66. Sprague SS, Hopkins PD. Use of inspiratory strength training to wean six patients who were ventilator-dependent. *Physical Therapy* 2003; 83: 171-181.
67. Derrickson J, Ciesla N, Simpson N, Imle PC. A comparison of two breathing exercise programs for patients with quadriplegia. *Phys Ther* 1992;72: 763-769.
68. Rutchik A, weissman AR, Almenoff PL, Spungen AM, Bauman WA, Grimm DR. Resistive inspiratory muscle training in subjects with chronic cervical spinal cord injury. *Arch Phy Med Rehabil* 1998; 79: 293-297.
69. Uijl SG, Houtman S, Folgereing HT, Hopman MT. Training of the respiratory muscles training in individuals with tetraplegia. *Spinal Cord.* 1999;37: 575-579
70. Lin KH, Chuang CC, Wu HD, Chang CW, Kou YR. Abdominal weight and inspiratory resistance: their immediate effects on inspiratory muscle functions during maximal voluntary breathing in chronic tetraplegic patients. *Arch Phy Med Rehabil* 1999;80: 741-745.
71. Wang TG, Wang YH, Tang FT, Lin KH, Lein IN. Resistive inspiratory muscle training in sleep-disorder breathing of traumatic tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 491-496.
72. Gutierrez CJ, Harrow J, Haines F. Using an evidence-based protocol to guide rehabilitation and weaning of ventilator-dependent cervical spinal cord injury patients. *J Rehabil Res Dev* 2003; 40:99-110.
73. Klefbeck B, Hamrah Nedjad J. Effect of inspiratory muscle training in patients with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84:994-999.
74. Wanke TII, Toifl K, Merkle M, Formanek D, Lahrmann H, Zwick H. Inspiratory muscle training in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Chest* 1994;105:475-482.
75. Estrup C, Lyager S, Noeraa N, Olsen C. Effect of respiratory muscle training in patients with neuromuscular disease and in normals. *Respiration* 1986;50:36-43.
76. Winkler G, Zifko U, Nader A, Frank W, Zwick H, Toifl K, Wanke T. Dose-dependent effects of inspiratory muscle training in neuromuscular disorders. *Muscle Nerve* 2000;23:1257-1260.
77. Koessler W, Wanke T, Winkler G, Nader A, Toifl K, Kurz H, Zwick H. 2 'Years' Experience with inspiratory muscle training in patients with neuromuscular disorders. *Chest* 2001;120:765-769.
78. Fregonezi GA, Resqueti VR, Guell R, Pradas J, Casan P. Effects of 8-week, interval-based inspiratory muscle training and breathing retraining in patients with generalized myasthenia gravis. *Chest* 2005;128:1524-1530.
79. Freitas Fregonezi GA, Resqueti VR, Casan P. Domiciliary respiratory muscle training in myotonic dystrophy. *Arch Bronconeumol.* 2006;42:605-7.
80. Cheah BC, Boland RA, Brodaty NE et al. Amyotroph Lateral Scler. 2009;28:1-9.

Lesões musculoesqueléticas no ballet: revisão sistemática.

Musculoskeletal injuries in ballet: systematic review.

Talmai Ferreira Roberti Fernandes⁽¹⁾, Luiz Carlos Hespanhol Junior⁽²⁾, Alexandre Dias Lopes⁽³⁾.

Programa de Mestrado em Fisioterapia da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID, São Paulo, SP, Brasil

Resumo

Introdução: Os bailarinos, uma mistura de artistas e atletas, são muito exigidos quanto à técnica, o preparo físico e a sensibilidade artística. Consequentemente sofrem uma série de lesões agudas ou crônicas, principalmente lesões musculoesqueléticas. **Objetivo:** Fazer uma revisão da literatura sobre as principais lesões relacionadas à prática do ballet. **Método:** A pesquisa feita nos bancos de dados MEDLINE e LILACS utilizando as palavras-chaves *ballet AND injuries, ballet AND rehabilitation, dance AND injuries e dance AND rehabilitation*. **Resultados:** Foram encontrados 7 artigos que avaliaram a incidência de fraturas por estresse, sinovite traumática, reação óssea de estresse, ruptura longitudinal parcial do tendão do FLH, tenossinovite isolada, subluxação subtalar, lesões agudas e crônicas dos isquiotibiais, além das entorses de tornozelo, tendinopatia de calcâneo, lesão de tibial posterior e fibulares, lesões no quadril e joelho, e fraturas por estresse. As lesões do pé e tornozelo, assim como as entorses em inversão podem ser consideradas as mais frequentes entre os bailarinos. Outra lesão muito comum e que existe quase exclusivamente nesse grupo de pessoas é a tendinopatia do músculo flexor longo do hálus. **Conclusão:** As lesões encontradas no ballet classificadas como agudas podem ocorrer em qualquer região do corpo, devido à variedade de movimentos que essa modalidade apresenta. Já as lesões causadas por sobrecarga acometem principalmente os membros inferiores, pois eles são as partes do corpo mais exigidas em todos os estilos de dança. De todas as lesões, as que mais acometem os bailarinos sejam eles profissionais ou estudantes, são as que envolvem o tornozelo e os pés, em especial as entorses de tornozelo e as tendinopatias.

Palavras-chaves: Dança, sistema musculoesquelético, traumatismos em atletas.

Abstract

Introduction: The dancers, a mix of artists and athletes, are very required on the technical, physical fitness and artistic sensibility. Consequently they have a series of acute or chronic injury, mainly musculoskeletal injuries. **Objective:** To summarize the literature that focused on major injuries related to the practice of ballet. **Method:** A survey in MEDLINE and LILACS database using the keywords *ballet AND injuries, ballet AND rehabilitation, dance AND injuries e dance AND rehabilitation*. **Results:** We found seven articles that show the incidence of stress fractures, traumatic synovitis, bone stress reaction, partial longitudinal rupture of the FHL tendon, tenosynovitis isolated, subtalar subluxation, acute and chronic hamstrings injuries, beyond ankle sprains, Achilles tendinopathy, posterior tibial and fibular injury, hip and knee injuries, and stress fractures. The foot and ankle injuries, as well as inversion sprains, may be considered the most common injury among dancers. Another very common injury that exists almost exclusively in this group of people is the flexor hallucis longus tendinopathy. **Conclusion:** The acute injuries found in the ballet can occur in any body localization due the variety of movements that this modality presents. However the overuse injuries affect mainly the lower limbs, because they are the most required body site for all dance styles. Of all the injuries, the most affecting professional or student dancers, are those that involve the ankle and foot, especially ankle sprains and tendinopathy.

Keywords: Dance, musculoskeletal system, athletic injuries.

Artigo recebido em 8 de outubro de 2010 e aceito em 15 março de 2011.

1. Fisioterapeuta da Company Ballet – São Paulo, São Paulo, Brasil
2. Aluno do Programa de Mestrado da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID – São Paulo, São Paulo, Brasil
3. Professor do Programa de Mestrado em Fisioterapia da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID – São Paulo, São Paulo, Brasil

Endereço para correspondência:

Company Ballet – Serviço de Fisioterapia – Rua Bela Vista, 217 Cj. 161 – São Bernardo do Campo – São Paulo. Tel.: (11) 5055-7666. E-mail: talmai_fernandes@yahoo.com.br

INTRODUÇÃO

Os bailarinos são uma mistura de artistas e atletas e, portanto são muito exigidos quanto à técnica, o preparo físico e a sensibilidade artística, sofrendo algumas pressões psicológicas também. A prática da dança pode ser caracterizada como exercício intermitente com períodos de curta duração. Essa atividade artística e atlética envolve trabalhos estáticos e dinâmicos de pequenos e grandes grupos musculares. Sendo assim, preparar-se para uma carreira na dança envolve grande risco de lesões físicas⁽¹⁾.

Dentre os fatores causais para todas essas lesões podemos citar as estruturas anatômicas, hereditariedade, regime de treinamento, disciplina, técnica inadequada, superfície do solo, idade, IMC (índice de massa corpórea), nutrição, desequilíbrios musculares e ciclo menstrual. Segundo Byhring e Bo², 61% dos bailarinos do *Norwegian National Ballet* acreditam que fatores relacionados ao programa de treinamento, aumentam o risco de lesões. Além de todos esses fatores alguns bailarinos afirmam que o método tradicional do ballet não é suficiente para preparar os profissionais para a dança moderna. Dentro dos fatores considerados ambientais, foram destacados quatro pelos bailarinos dessa mesma companhia: espaço, condição do solo, temperatura e ventilação.

A falta de espaço para os ensaios em grupo ou individual, no palco ou na sala de aula, foi criticada como sendo um problema. A falta de equipamentos para o treinamento individual também. A má ventilação, a temperatura e o chão duro e escorregadio, tanto nos estúdios de dança como nos palcos, também foram fatores mencionados como riscos para desencadear lesões. Por causa dessa variedade de fatores, alguns bailarinos apresentam um risco maior de sofrer uma lesão do que outros. Por exemplo, em uma companhia de ballet houve um grupo de bailarinos que apresentaram 6,7 lesões em média, enquanto os outros bailarinos da mesma companhia apresentaram apenas 1,86 lesões em média³. Em certos níveis profissionais, os bailarinos vão para turnês por períodos prolongados, sem descansarem adequadamente, com nutrição pobre e prejudicada e ainda se apresentam com lesões musculoesqueléticas, agudas e crônicas, parcialmente curadas apenas.

Toda essa exigência, em conjunto com os fatores de risco, leva os bailarinos a um treino intenso composto de aulas diárias com duração de sessenta a noventa minutos em média, ensaios e algumas atividades extracurriculares como outros estilos de dança e atividades atléticas⁽¹⁾. Sempre com o objetivo de atingirem a perfeição em cada performance nos palcos. Com essa agenda, esses profissionais e até mesmo os estudantes, acabam sofrendo uma série de lesões, sejam elas agudas ou crônicas (por sobrecarga). Soma-se a isso o fato de não poderem se ausentar dos ensaios por longos períodos para evitarem o risco de não participarem de perfor-

mances ou até mesmo de temporadas inteiras, e então muitas vezes esses atletas não procuram o tratamento adequado, convivendo constantemente com dores provenientes de lesões musculoesqueléticas.

As lesões são os mais frequentes no ballet clássico que no moderno. Os bailarinos apresentam prevalência alta de dores e queixas no sistema musculoesquelético relacionadas ao trabalho realizado por esses profissionais⁽¹⁾. As taxas de lesões em companhias de ballet clássico variam de 67% a 95%⁽⁴⁻⁹⁾. As lesões por sobrecarga estão entre as mais frequentes com 67% de todas as lesões⁽³⁾. O ballet clássico é a modalidade da dança que necessita um preparo mais formal e intenso, exigindo uma demanda funcional muito grande sobre o sistema musculoesquelético dos bailarinos.

Estudos epidemiológicos sobre bailarinos mostram que 90% dos profissionais e 63% dos estudantes de dança já tiveram alguma lesão. Em outro estudo, consta que 100% dos bailarinos aposentados já tiveram ao menos uma lesão decorrente da profissão⁽¹⁰⁾.

As lesões musculoesqueléticas são muito comuns em bailarinos, com uma incidência maior nos membros inferiores, com cerca de 90%, e na coluna com aproximadamente 20%⁽¹¹⁾. As deficiências encontradas nas técnicas de ensino estão entre as causas mais comuns dessas lesões. Outra importante causa citada em muitos estudos^(10,11) é o *en dehors* conseguido de maneira inadequada, ou seja, com rotações excessivas do joelho, tíbia e pés. Um *en dehors*, que nada mais é do que a rotação externa dos membros inferiores, envolvendo quadril, joelhos e tornozelos, seguro e correto, segundo Coplan⁽¹⁰⁾, deveria ser realizado no limite da rotação externa passiva do quadril.

Os calçados utilizados para dançar, como as sapatilhas de ponta, também podem ser responsáveis por aumentar o risco de lesões nos membros inferiores. Tornozelo e pé são as regiões do corpo mais acometidas nos bailarinos. Segundo Ménétrey e Fritschy⁽¹²⁾, essas representam 25% de todas as lesões presentes nos bailarinos, compostas principalmente pelas entorses de tornozelo, lesões ligamentares e fraturas. Segundo Stretanski e Weber⁽¹³⁾, a entorse em inversão, com consequente lesão do complexo ligamentar lateral do tornozelo, é a mais comum em todas as lesões na dança. Em outros estudos^(13,14) as lesões como a tendinopatia do flexor longo do hálux, fraturas por estresse dos metatarsais, em especial a do quinto metatarso (fratura dos bailarinos), tendinite patelar, doença de osgood-schlater, síndromes do pinçamento anterior e posterior do tornozelo, tendinopatia de calcâneo, subluxação do cubóide e problemas no quadril estão entre as principais lesões em bailarinos. Além dessas lesões, podemos citar as tendinopatias do tibial posterior e dos fibulares, hálux valgo, osteoartrite do primeiro metatarso (hálux rígido), espondilólise, espondilolistese, além de lesões na região das

costelas, principalmente as fraturas. Destacam-se a tendinopatia do flexor longo do hálux (FLH) e a fratura dos bailarinos, que segundo Stretanski e Weber⁽¹³⁾ têm sido descritas quase que exclusivamente no ballet clássico e em outros estilos de dança. A tendinopatia ou tendinose do FLH é normalmente encontrada em conjunto com um dos trigonum sintomático, que pode compor parcialmente a parede póstero-medial do túnel fibro-ósseo no tornozelo. Isso significa que esse os trigonum limita o espaço disponível para o tendão do FLH, dificultando sua função e causando dor. A fratura dos bailarinos é descrita como uma fratura em espiral da diáfise do quinto metatarso devido a uma queda em varo do tornozelo, a partir de uma posição na ponta ou na meia ponta⁽¹³⁾.

Outra lesão extremamente importante quando se fala em dança é a tendinopatia do tendão calcâneo. Por ser um tendão de grande importância na prática esportiva quando se fala em alongamento, elevação (subir na meia ponta em um *relevé*, por exemplo), amortecimento nas aterrissagens dos saltos e *en dehors*, ele acaba sendo muito susceptível a lesões. Duas outras causas para isso podem ser atribuídas ao trabalho constante em chão mais duro, impróprio para a dança, o que significa que não oferece amortecimento adequado aos movimentos dos bailarinos, como os saltos, e um tríceps sural rígido, aumentando assim, o risco para alterações musculoesqueléticas^(13,15).

O objetivo desse estudo foi o de revisar a literatura sobre as principais lesões relacionadas à prática do ballet.

MÉTODO

Esse trabalho foi realizado a partir de uma revisão feita nos bancos de dados MEDLINE e LILACS. Foram utilizadas as palavras-chaves *ballet AND injuries*, *ballet AND rehabilitation*, *dance AND injuries* e *dance AND rehabilitation*. Em seguida esses artigos foram analisados, tabulados e discutidos quanto às lesões que apresentam, os resultados e conclusões obtidos em cada um, bem como o número de pacientes avaliados e/ou tratados em cada situação, para que assim fosse possível extrair as principais lesões que acometem os bailarinos e praticantes da dança clássica, moderna e/ou contemporânea.

RESULTADOS

Foram encontradas informações sobre as lesões decorrentes da prática da dança em sete artigos científicos. Esses artigos foram selecionados a partir de uma pesquisa que encontrou no total 80 publicações com as palavras-chaves utilizadas. Após a leitura do resumo dos artigos, foram selecionados sete artigos. O restante dos artigos encontrados e não utilizados (73 artigos) abordavam outros aspectos da dança, como tratamentos medicamentosos, cirurgias específicas para algumas lesões, gastos relacionados à saúde dos bailarinos (tratamentos, afastamentos), relatos de caso de afecções não comum entre bailarinos, ou outras lesões não musculoesqueléticas. A tabela 1 mostra de maneira resumida os principais achados de cada artigo utilizado nesse estudo.

Tabela 1. Descrição dos estudos encontrados.

Referência	População	Método	Principal(is) Lesão(ões)	Conclusão(ões)
Harrington T, Crichton KJ, Anderson IF, (1993)	8 bailarinos (4 profissionais) (4 estudantes)	Acompanhamento prospectivo	- Fratura por estresse - Sinovite reacional traumática - Reação óssea de estresse	Todas as bailarinas acompanhadas tiveram lesão
Wiesler ER, Hunter DM, Martin DF, Curl WW, Hoen H, (1996)	101 bailarinos 47 dançarinos	Análise retrospectiva	- Entorses de tornozelo, Tendinopatias (Calcâneo, Tibial Posterior e Fibulares).	Bailarinos se machucaram mais. Membros inferiores são mais acometidos
Sammarco GJ, Cooper PS, (1998)	13 bailarinas 13 não-bailarinos	Comparação de tratamento	- Lesão do tendão do flexor longo do hálux	Maior prevalência da lesão em bailarinos
Ménétrety J, Fritschy D, (1999)	60 bailarinos profissionais	Coorte prospectiva	- Subluxação da articulação subtalar	Grande incidência de entorses de tornozelo associado a subluxação subtalar
Askling C, Lund H, Saartok T, Thorstensson A, (2002)	98 bailarinos estudantes	Análise retrospectiva	- Lesão muscular dos isquiotibiais durante o aquecimento	Sugere que o exercício de flexibilidade tem que ser feito com cautela
Byhring S, Bø K, (2002)	41 bailarinos	Coorte prospectiva	- Lesões no pé e tornozelo	Altas taxas de incidência de lesões em bailarinos
Bronner S, Ojofeitimi S, Rose D, (2003)	42 bailarinos	Coorte retrospectiva/prospectiva	- Lesões ligamentares do tornozelo	O programa proposto foi eficaz para diminuir a incidência das lesões

Um estudo com oito bailarinas, sendo que quatro eram profissionais e quatro apenas estudantes da modalidade, foram encontradas como principais lesões musculoesqueléticas: fraturas por estresse, sinovite traumática e reação óssea de estresse. Do total das bailarinas acompanhadas, quatro (50%) tiveram fratura por estresse, duas (25%) apresentaram sinovite traumática e as outras duas (25%), reação óssea de estresse⁽¹⁶⁾.

Outro artigo que avaliou 26 pacientes com tenossinovite e suspeita de ruptura do tendão do flexor longo do hálux, os pacientes foram divididos em dois grupos: 13 bailarinas clássicas, compondo o grupo I e 13 indivíduos, (sendo cinco homens e oito mulheres) cujas lesões não estavam envolvidas com a dança, compondo o grupo II. No grupo I, 71% dos pacientes apresentaram ruptura longitudinal parcial do tendão do flexor longo do hálux e 21% tiveram tenossinovite isolada desse mesmo tendão. No grupo II, 30% tiveram ruptura longitudinal parcial do tendão do flexor longo do hálux e 53% por cento tiveram apenas a tenossinovite isolada. Já nesse estudo as bailarinas acometidas por lesões do sistema musculoesquelético não correspondem a 100% do grupo I⁽¹⁷⁾.

Após avaliação de 60 bailarinos, realizado na companhia *Ballet Béjart Lausanne*, em Geneve, na Suíça, concluiu-se que 42% de todos esses bailarinos, sendo 15 mulheres e 10 homens, apresentaram subluxação da articulação subtalar⁽¹²⁾.

Após o acompanhamento de 98 bailarinos-estudantes, sendo 76 mulheres e 22 homens do *Ballet Academy in Stockholm*, da cidade de Estocolmo na Suécia, os pesquisadores avaliaram a incidência de lesões agudas ou por sobrecarga na musculatura isquiotibial em bailarinos. Encontraram que 51% dos bailarinos apresentaram lesão nos isquiotibiais, sendo que 66% foram lesões agudas e 34% foram lesões por sobrecarga. Das lesões agudas, 88% foram provocadas por alongamento ativo, controlado e lento, causando lesões mais proximais; 12% por movimentos fortes e enérgicos como os saltos *grand jetè*, *cheval* e salto em segunda posição, causando lesões mais distais⁽¹⁾.

Acompanhando 101 estudantes de ballet clássico e 47 estudantes de dança moderna da *North Carolina School of the Arts*, localizada na Carolina do Norte, Estados Unidos da América, foi possível observar que a maioria das lesões encontradas estavam localizada nos membros inferiores, como por exemplo, as entorses de tornozelo, tendinopatia do calcâneo, tibial posterior e fibulares, além de lesões no quadril, joelho e fraturas por estresse. Nessa escola 94% estudantes apresentaram alguma dessas lesões em algum momento da carreira, sendo que 75% das lesões foram as entorses ou estiramentos, e 71 foram casos de tendinopatias. A região anatômica mais acometida foi o tornozelo, com 39% das lesões, 18% acometeram a região do joelho, 23% os

pés e 20% o quadril ou a coxa. Dos estudantes com lesões 67% eram praticantes de ballet clássico⁽¹⁸⁾.

Nesse estudo foram avaliados 41 bailarinos, sendo 21 homens e 21 mulheres, da organização de dança moderna Alvin Ailey, nos Estados Unidos da América. Esses bailarinos foram analisados em relação a lesões traumáticas ou por sobrecarga nos membros inferiores. Como resultado, não se constatou diferença na incidência de lesões entre os gêneros. A maioria das lesões foi causada por sobrecarga, variando de 74% do total de lesões no 1º ano, 10% no 5º ano de estudo. Os membros inferiores representaram 58% de todas as lesões, sendo que 34% acometeram os pés e os tornozelos e 17% a coluna lombar e pelve. Aproximadamente 37% das lesões ocorreram durante os ensaios e 54% das lesões por trauma ocorreram durante as apresentações⁽³⁾.

Com um estudo de coorte prospectivo realizado com 41 bailarinos, sendo 27 mulheres e 14 homens do *The Norwegian National Ballet*, situado na Noruega foram estudados foi possível constatar que a maioria das lesões acometeu tornozelo e pé, acarretando principalmente as lesões ligamentares. Houve 32% de lesões consideradas agudas e 75% das lesões ocorreram em tecidos moles. Apenas 16% das lesões levaram os bailarinos a se ausentarem do trabalho. A maioria das lesões presentes nessa companhia foi classificada como leve ou moderada⁽²⁾.

DISCUSSÃO

Essa revisão se preocupou em abordar as principais lesões musculoesqueléticas que acometem as diversas regiões do corpo de bailarinos. Dentre essas lesões podemos enfatizar as da articulação o tornozelo, por ter se mostrado a mais freqüente. Diversos estudos^(2,3,13,14,18-20) apresentam o tornozelo e também o pé como os locais mais frequentemente acometidos. Podem ser citadas lesões como as entorses em inversão, subluxações subtalar e do cuneiforme, tendinite do flexor longo do hálux e fratura dos metatarsais, em especial a do 5º metatarsal, chamada de fratura de bailarinos, por Stretanski e Weber⁽¹³⁾. Considerando a entorse de tornozelo como a mais comum lesão traumática entre bailarinos⁽²⁰⁾, não se pode esquecer que ela leva a um déficit proprioceptivo, instabilidade da articulação e muitas vezes a recorrências. Leanderson et al.⁽²⁰⁾ concluiu que um controle postural prejudicado predispõe os indivíduos a entorses e lesões ligamentares do tornozelo. Além disso, o autor concluiu também que essa instabilidade postural em bailarinos lesionados progride durante o processo de cura. Ainda com relação às entorses de tornozelo é importante destacar que elas podem ser causadas por uma fraqueza muscular associada a um equilíbrio inadequado para manter o bailarino precisamente sobre a pelve enquanto dança. Nesses casos, a musculatura lateral e medial do tornozelo entra em fadiga du-

rante uma posição em meia ponta e então pode ocorrer uma inversão ou uma eversão da articulação. A entorse em inversão além de causar lesão no complexo ligamentar lateral do tornozelo, pode provocar também estiramento dos fibulares. Já a entorse em eversão compromete os ligamentos mediais e lesões no tibial posterior, como as tendinites.

É importante ressaltar que, segundo Stretanski e Weber⁽¹³⁾, a tendinite do flexor longo do hálux tem sido descrita quase que exclusivamente no ballet clássico e é comumente acompanhado por um ostrigonum sintomático. Os sintomas costumam aparecer quando a bailarina está na meia-ponta ou nas pontas mesmo. As principais dificuldades dessa atleta são os saltos, *plié* na quinta posição, os *tendu* e os *relevés*. Quando o tratamento conservador dessa patologia não gera bons resultados, o paciente pode optar pela cirurgia de retirada do tendão. Esse procedimento é realizado em pacientes com tenossinovite estenosante isolada, segundo um estudo de Kolettis et al.⁽¹⁹⁾. Depois da cirurgia, os pacientes realizaram fisioterapia por nove semanas em média e todos puderam voltar a dançar, em média, em cinco meses. Uma das causas relatadas como principal nesse tipo de tendinopatia é o uso das sapatilhas de pontas, o que leva a um maior acometimento das mulheres quanto a essa lesão.

Num estudo de Menétrey e Fritschy⁽¹²⁾ o tratamento da subluxação subtalar inicial assim que a lesão ocorreu. Esse tratamento consiste em redução da subluxação e a manutenção desse procedimento. Após isso, foi feito diariamente ou até duas vezes por dia, sessões de fisioterapia. Gelo, massagem para drenagem e ultra-som foram alguns dos recursos utilizados. Nas duas primeiras semanas os atletas ficaram restritos ao treinamento na piscina e treino proprioceptivo geral. Somente entre a terceira e quarta semanas foi iniciado o treino proprioceptivo específico em solo associado a movimentos da dança. Os bailarinos iniciaram esses exercícios nas pontas e nas meias pontas, com apoio na barra utilizada em aula.

Muitas companhias de ballet nos EUA instituíram serviços médicos e terapêuticos em seus locais de aulas e ensaios para reduzir os impactos financeiros e físicos das lesões nos bailarinos e na companhia. Por exemplo, em um período de cinco anos, uma companhia de ballet de setenta integrantes, teve um decréscimo na quantidade de lesões anuais de noventa e quatro por cento para setenta e cinco por cento, e uma economia de um milhão e duzentos mil dólares, após tomar medidas como essas citadas⁽³⁾.

Nesse mesmo estudo de bronner et al.⁽³⁾, percebeu-se uma menor incidência de lesões na organização de dança moderna Alvin Ailey, após um programa de intervenções. Esses resultados refletem diversos fatores. O risco para desenvolver lesões na dança moderna é menor do que o existente no ballet clássico. Isso ocorre

porque os bailarinos modernos podem dançar de tênis, descalços, de salto alto ou qualquer outro tipo de calçado, com exceção da sapatilha de ponta. Além disso, a dança moderna engloba diversos estilos como o jazz, a dança africana dentre outras. Sendo assim, essas variedades provocam diferentes estresses sobre o aparelho locomotor, o que não ocorre na dança clássica. Outro fator importante a ser considerado é o de que os bailarinos de companhias como a Alvin Ailey chegam a dançar durante uma apresentação por trinta minutos ou mais, o que lhes confere um preparo aeróbico diferente quando comparado aos bailarinos clássicos. Provavelmente esse treinamento cardiovascular, segundo Bronner et al.⁽³⁾ exigido nas coreografias modernas diminui os problemas causados pela fadiga. Outras lesões citadas nos estudos analisados foram as que acometem os joelhos, quadril e coluna. As lesões agudas ou por trauma, são aquelas em cuja história ocorreu um único, repentino e violento trauma, como uma contusão, laceração, entorse, deslocamento ou fratura⁽²⁾. Lesões crônicas ou por sobrecarga são aquelas em que houveram repetido microtraumas com efeitos cumulativos nos tecidos corporais⁽²⁾. Tendinopatia de calcâneo, síndromes do pinçamento anterior e posterior de tornozelo, tendinopatia do tibial posterior e fibulares, tendinite patelar, dor na região anterior do tornozelo e bursite trocântérica são algumas das lesões consideradas crônicas ou por sobrecarga. Já as fraturas, sejam elas por estresse, por exemplo, no colo do fêmur, ou por avulsão, são consideradas lesões agudas, por serem comumente decorrentes de traumas únicos.

Embora as lesões façam a parte da rotina de qualquer atleta, as decorrentes da prática da dança poderiam ser minimizadas ou até mesmo prevenidas, se houvesse um trabalho mais consciente por parte dos coreógrafos, diretores, ensaiadores e até mesmo dos próprios bailarinos. Com salas de aulas e palcos com mais espaço, com um chão menos duro e menos escorregadio, essas melhores poderiam começar a acontecer. O chão menos rígido permitiria melhor absorção e amortecimento do impacto nas aterrissagens dos saltos, prevenindo algumas lesões por sobrecarga. Já um chão menos escorregadio evitaria quedas e conseqüentes lesões traumáticas. A falta de conhecimento da anatomia, biomecânica e fisiologia humana pelos coreógrafos e ensaiadores faz com que se exija dos bailarinos exercícios inadequados e formas de realização dos movimentos incoerentes com a característica individual de cada um. Além disso, os bailarinos são ensinados a aumentar sua flexibilidade com alongamentos bruscos, a base de muita dor e sem nenhum preparo ou correção da postura durante o exercício. Esses atletas também muitas vezes desconhecem todos esses conceitos relacionados ao corpo humano, e conseqüentemente trabalham de forma inadequada e se auto-exigem de maneira exagerada, sempre em busca

da perfeição. Toda essa exigência pode predispor os bailarinos a um maior número de lesões, além de não permitir que o corpo se adapte as mudanças e se recupere de possíveis lesões, o que torna os bailarinos susceptíveis a recidivas.

CONCLUSÃO

Podemos concluir que as lesões encontradas no ballet classificadas como agudas podem ocorrer em qual-

quer região do corpo, devido à variedade de movimentos que essa modalidade apresenta. Já as lesões causadas por sobrecarga acometem principalmente os membros inferiores, pois eles são as partes do corpo mais exigidas em todos os estilos de dança. De todas as lesões, as que mais acometem os bailarinos sejam eles profissionais ou estudantes, são as que envolvem o tornozelo e os pés, em especial as entorses de tornozelo e as tendinopatias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Askling C, Lund H, Saartok T, Thorstensson A. Self-reported hamstring injuries in student-dancers. *Scand J Med Sci Sports* 2002;12(4):230-5.
2. Byhring S, Bo K. Musculoskeletal injuries in the Norwegian National Ballet: a prospective cohort study. *Scand J Med Sci Sports* 2002;12(6):365-70.
3. Bronner S, Ojofeitimi S, Rose D. Injuries in a modern dance company: effect of comprehensive management on injury incidence and time loss. *Am J Sports Med* 2003;31(3):365-73.
4. Anderson R, Hanrahan SJ. Dancing in pain: pain appraisal and coping in dancers. *J Dance Med Sci* 2008;12(1):9-16.
5. Gamboa JM, Roberts LA, Maring J, Fergus A. Injury patterns in elite preprofessional ballet dancers and the utility of screening programs to identify risk characteristics. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2008;38(3):126-36.
6. Hodgkins CW, Kennedy JG, O'Loughlin PF. Tendon injuries in dance. *Clin Sports Med* 2008;27(2):279-88.
7. Prisk VR, O'Loughlin PF, Kennedy JG. Forefoot injuries in dancers. *Clin Sports Med* 2008;27(2):305-20.
8. Walls RJ, Brennan SA, Hodnett P, O'Byrne JM, Eustace SJ, Stephens MM. Overuse ankle injuries in professional Irish dancers. *Foot Ankle Surg* 2010;16(1):45-9.
9. Leanderson C, Leanderson J, Wykman A, Strender LE, Johansson SE, Sundquist K. Musculoskeletal injuries in young ballet dancers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011.
10. Coplan JA. Ballet dancer's turnout and its relationship to self-reported injury. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002;32(11):579-84.
11. Toledo SD, Akuthota V, Drake DF, Nadler SF, Chou LH. Sports and performing arts medicine. 6. Issues relating to dancers. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(3 Suppl 1):S75-8.
12. Menetrey J, Fritschy D. Subtalar subluxation in ballet dancers. *Am J Sports Med* 1999;27(2):143-9.
13. Stretanski MF, Weber GJ. Medical and rehabilitation issues in classical ballet. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81(5):383-91.
14. Khan K, Brown J, Way S, Vass N, Crichton K, Alexander R, et al. Overuse injuries in classical ballet. *Sports Med* 1995;19(5):341-57.
15. Bertoni IG. *O ballet e seu contexto teórico. Programação didática*. 1 ed. São Paulo: Tanz do Brasil, 1992.
16. Harrington T, Crichton KJ, Anderson IF. Overuse ballet injury of the base of the second metatarsal. A diagnostic problem. *Am J Sports Med* 1993;21(4):591-8.
17. Sammarco GJ, Cooper PS. Flexor hallucis longus tendon injury in dancers and nondancers. *Foot Ankle Int* 1998;19(6):356-62.
18. Wiesler ER, Hunter DM, Martin DF, Curl WW, Hoen H. Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *Am J Sports Med* 1996;24(6):754-7.
19. Kolettis GJ, Micheli LJ, Klein JD. Release of the flexor hallucis longus tendon in ballet dancers. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78(9):1386-90.
20. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A. Proprioception in classical ballet dancers. A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *Am J Sports Med* 1996;24(3):370-4.

INSTRUÇÕES AOS AUTORES

A revista *Terapia Manual* ISSN 1677-5937 é um periódico internacional especializado que trabalha através de peer review (revisão externa). É publicado bimestralmente, divulgando contribuições científicas originais nacionais e internacionais sobre temas relevantes para a área da terapia manual, fisioterapia, ciências da saúde e reabilitação.

As publicações podem ser artigos originais, revisões, atualizações, comunicações breves, relatos de caso e cartas ao editor.

APRESENTAÇÃO E SUBMISSÃO DOS MANUSCRITOS

Esta revista segue as normas propostas pelo International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE), disponível em www.icmje.org e cuja tradução encontra-se disponível integralmente em *Ter Man* 2009;7(33):323-344. Os artigos poderão ser submetidos em português, inglês, espanhol, italiano ou francês. Os manuscritos deverão ser encaminhados via eletrônica, no formato Microsoft Word®, obrigatoriamente através do e-mail editorial@revistaterapiamanual.com.br ou do site <http://www.revistaterapiamanual.com.br>.

Com o intuito de facilitar o processo de revisão, o texto deverá ser digitado na fonte Verdana, tamanho 10, espaço duplo em todas as partes do manuscrito, alinhamento justificado, mantendo as margens esquerda e superior de 3cm; direita e inferior de 2cm e numeração no canto superior direito desde a primeira página.

O manuscrito deve ser estruturado na seguinte ordem, cada item em uma página:

1. Página de título: Deve conter as seguintes informações, consecutivamente, em uma mesma página: 1.a. Título do artigo, sua versão em inglês (em itálico) e uma versão abreviada com até 40 caracteres (running head) a ser descrito na legenda das páginas impressas do manuscrito. Somente a primeira letra da sentença deve estar com letra maiúscula, com exceção de siglas ou nomes próprios. 1.b. Nome do departamento e/ou instituição a qual o trabalho deve ser atribuído. 1.c. Nome completo e por extenso dos autores, consecutivamente e separados por vírgulas, com números arábicos sobrescritos e entre parênteses. 1.d. Legenda para os autores, contendo sua descrição e as instituições as quais cada autor é afiliado – por extenso, seguido da sigla, cidade, estado e país (exemplo: 1 discente e bolsista de iniciação científica do CNPq – Universidade Nove de Julho – UNINOVE, São Paulo, São Paulo, Brasil). 1.e. Endereço do autor correspondente, contendo nome, endereço, números de fax, telefone e endereço eletrônico, a ser publicado caso o manuscrito seja aceito. 1.f. Declaração de conflito de interesses e/ou fontes de suporte.

É de responsabilidade do autor correspondente manter contato com todos os outros autores para atualizá-los sobre o processo de submissão e para intercambiar

possíveis solicitações como, por exemplo, envio e recebimento de documentos, entre outros.

2. Resumo: Deve mostrar o contexto do trabalho, contendo os objetivos, os procedimentos básicos, resultados e conclusões principais. As palavras-chave em português devem ser baseadas no DeCS (Descritores em Ciências da Saúde), publicados pela BIREME e disponíveis em <http://decs.bvs.br>. O resumo deve estar estruturado da seguinte forma: Introdução / Objetivo / Método / Resultados / Conclusão, num mesmo parágrafo e deve conter, no máximo, 2300 caracteres (com espaços).

3. Abstract: Deve possuir o mesmo conteúdo do resumo e deve estar estruturado da mesma maneira: Introduction / Objective / Methods / Results / Conclusion. As palavras-chave em inglês (keywords) devem ser baseadas no MeSH (Medical Subject Headings) do Index Medicus, disponível em <http://www.nlm.nih.gov/mesh/mbrowser.html>.

4. Introdução: Deve conter somente a natureza do problema, sua significância, hipótese e/ou objetivo da pesquisa.

5. Método: Deve conter somente as informações sobre o protocolo utilizado, seleção e descrição dos participantes, informações técnicas e estatísticas. Toda pesquisa relacionada a seres humanos deve vir acompanhada do Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa que a aprovou e do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, segundo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa envolvendo Seres Humanos, constantes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96 e Declaração de Helsinky de 1975, revisada em 2000. Para os experimentos realizados com animais, consideram-se as diretrizes internacionais Pain, publicadas em: PAIN, 16:109-110, 1983 e a Lei nº 11.794, de 08/10/2008, da Constituição Federal Brasileira, que estabelece procedimentos para o uso científico de animais e cria o Conselho Nacional de Controle e Experimentação Animal (CONCEA) e as Comissões de Ética no Uso de Animais (CEUAs).

6. Resultados: Devem ser apresentados numa sequência lógica, com números referentes às tabelas/figuras em ordem de citação no texto, entre parênteses e em números arábicos. Restringir o número de tabelas e/ou figuras ao mínimo necessário para explicar os argumentos da investigação.

7. Discussão: Deve enfatizar os aspectos mais novos e importantes do estudo, comparando-o a estudos prévios e explorando novas hipóteses para pesquisas futuras. Ao longo do texto, evitar a menção a nomes de autores, dando sempre preferência às citações numéricas.

8. Referências: É preconizada a citação de 20 a 30 referências, sendo somente artigos originais atualizados. No texto, devem estar sobrescritas, entre parênteses e em números arábicos, aparecendo antes da pontuação. Nas referências, devem ser numeradas consecutivamente conforme são

mencionadas no texto. Os títulos dos periódicos devem estar abreviados de acordo com o redigido no documento do ICMJE (citado acima).

Exemplo de citação:

“(…) o que explicaria a maior incidência de DPOC entre os homens(19,23,30)”.

“(…) pelos efeitos da gravidade(2-4)”.

Exemplo de formatação:

Liposcki DB, Neto FR. Prevalência de artrose, quedas e a relação com o equilíbrio dos idosos. *Ter Man*. 2008;6(26):235-8.

9. Anexos: As tabelas e figuras devem estar no mesmo documento, mas separadas da redação, cada uma em uma página, seguindo as respectivas chamadas no texto, contendo um breve título escrito com fonte menor (8), em espaço duplo – no caso das tabelas, o título deve aparecer acima da tabela, no caso das figuras, o título deve aparecer abaixo. Gráficos e ilustrações devem ser chamados de figuras. Em relação às tabelas, não utilizar linhas horizontais e verticais internas; em relação às ilustrações, devem estar em formato JPEG, com alta qualidade e, se houver pessoas, estas não devem ser identificadas. Além disso, todas as abreviaturas e siglas empregadas nas figuras e tabelas devem ser definidas por extenso abaixo das mesmas. Todas as figuras, tabelas e gráficos devem ser enviados em preto e branco.

A não observância das instruções editoriais implicará na devolução do manuscrito pela secretaria da revista para que os autores façam as correções pertinentes antes de submetê-lo aos revisores. A revista reserva o direito de efetuar adaptações gramaticais e de estilo. Os manuscritos encaminhados à revista *Terapia Manual* que atenderem às normas para publicação de artigos serão enviados a dois revisores científicos de reconhecida competência na temática abordada, os quais julgarão o valor científico da contribuição. O anonimato ocorre durante todo o processo de julgamento (peer review). Os artigos que não apresentarem mérito científico, que tenham erros significativos de metodologia e que não coadunem com a política editorial da revista serão rejeitados diretamente pelo conselho editorial, não cabendo recurso. Os artigos recusados serão devolvidos aos autores e os que forem aceitos serão encaminhados à publicação, após o preenchimento e envio do formulário de autoria da revista *Terapia Manual* por todos os autores para o e-mail editorial@revistaterapiamanual.com.br, de acordo com o estilo da revista *Terapia Manual*.

Situações não contempladas pelas Instruções aos Autores deverão seguir as recomendações contidas no documento supracitado – ICMJE, cuja tradução encontra-se disponível integralmente na revista *Terapia Manual* 2009;7(33):323-344.

Os autores são inteiramente responsáveis por eventuais prejuízos a pessoas ou propriedades ligadas à confiabilidade de métodos, produtos ou ideias expostas no material publicado.

Agenda de Eventos

27º Congresso Internacional de Educação Física - FIEP 2012

Data: 14 a 18 de janeiro de 2012
Foz do Iguaçu - PR
<http://www.congressofiep.com>

Congresso Mundial de Ergonomia – IEA 2012

Data 12 a 16 de fevereiro de 2012
Local Recife - Pernambuco
<http://www.iea2012.org>

VI Encontro Internacional de Fisioterapia Dermatofuncional

Data 01 a 03 de março de 2012
Local Belo Horizonte - MG
<http://dermatofuncional2012.com.br>

IV Congresso Brasileiro SOBRAFISA e I Congresso Fisioterapia USP

Data: 30 a 1 abril de 2012.
Local: Ribeirão Preto - São Paulo
<http://fisioterapia.blog.br>

V Congresso Internacional de Fisioterapia Manual de 2012

Data: 02 a 05 de maio de 2012
Local: Fortaleza - Ceara
<http://fisioterapiamanual.com.br>

16º Simpósio Internacional de Fisioterapia Respiratória de 2012

Data: 16 A 19 de maio de 2012
Local: Centro de Convenções Sulamérica – Rio de Janeiro
<http://www.assobrafir.com.br>

XXXIII Congresso da SOCESP

Data: 7 a 9 de junho de 2012
Local: Transamérica Expo Center - São Paulo
<http://www.socesp.org.br/>

8º Simpósio Internacional de Esterilização e Controle de Infecção Hospitalar

Data: de 26 a 28 de julho de 2012
Local: Palácio das Convenções do Anhembi – São Paulo
<http://sobecc.org.br/>

6º Congresso Internacional de Fisioterapia de 2012

Data: 13 a 16 de setembro de 2012
Local: Natal - RN
<http://www.sbf.org.br>

II Cobrafimm 2012 - SP - Congresso de Terapia Manual

14 a 17 de novembro de 2012
Local: Centro de Convenções Rebouças – São Paulo
www.cobrafimm.com.br



www.revistaterapiamanual.com.br

Acesse e cadastre-se para receber a nossa newsletter



INFORMESAÚDE

EVENTOS FÓRUM NOTÍCIAS SHOPPING

www.informesaude.com.br

www.informesaude.com.br

Livraria Terapia Manual

www.livrariaterapiamanual.com.br

Perícia Judicial para Fisioterapeutas



Fisioterapia do Trabalho



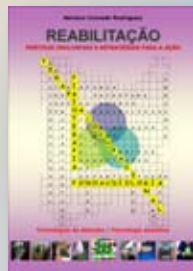
Eu sei Eletroterapia...



Manual de utilização da CIF em Saúde Funcional



Reabilitação Práticas Inclusivas e Estratégias para a Ação



Uma Abordagem Multidisciplinar sobre Pé Diabético



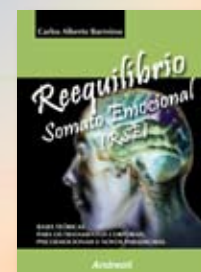
Tuina Medicina Manual Chinesa



Shen: Suas bases Filosóficas e Biológicas



Reequilíbrio Somato Emocional (RSE)



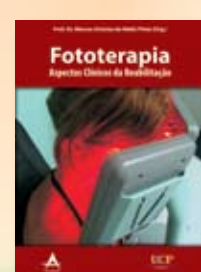
Envelhecimento e Institucionalização



Saúde Integral Fisioterapia Corpo e Mente



Fototerapia Aspectos Clínicos da Reabilitação





BTS Bioengineering
www.btsbioengineering.com
info@bts.it

BTS SMART-Performance

BTS SMART-Performance is the software tool for Biomechanical Analysis in Sport



BTS SMART-Performance is a software tool for the analysis of all types of sport movements with the aim of:

- improving performance
- optimizing coaching
- averting injuries
- structuring rehabilitation programmes

BTS SMART-Performance allows all types of movement to be described quantitatively by analysing any kinematic, kinetic and electromyographic data.

BTS SMART-Performance includes built-in standard protocols for the analysis of sporting activities, such as cycling, running, golf, tennis, skiing, etc.

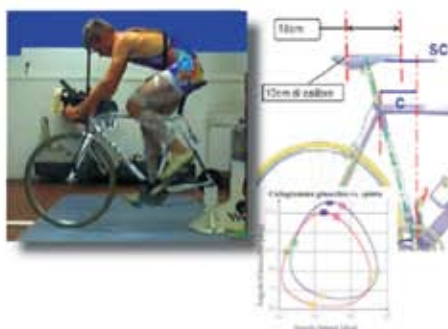
PERFORMANCE



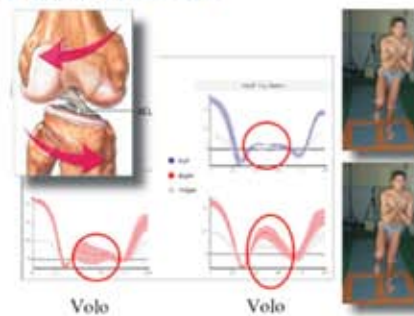
MOTION STRATEGY



OPTIMIZATION




REHABILITATION





VI Encontro Internacional de Fisioterapia Dermato-Funcional

1 a 3 de março de 2012
Hotel Mercure BH Lourdes - Belo Horizonte



Criado em 2007, o Encontro Internacional de Fisioterapia Dermato-Funcional chega à sua sexta edição com uma história de sucesso, contada por mais de 3.000 profissionais que tiveram a oportunidade de atualizar seus conhecimentos e de se aprofundar nas diversas técnicas utilizadas nessa especialidade.

EVENTOS PARALELOS:

Meeting: Fisioterapia nas Disfunções Dermato-Funcionais Decorrentes da Obesidade

Simpósio: Reabilitação da Pele

V Fórum em Pesquisa Científica

Mini-cursos com Palestrantes Nacionais e Internacionais.

Acesse o site e faça sua inscrição antecipada
com descontos especiais e parcelamento em até 3 vezes:
www.dermatofuncional2012.com.br

Realização:



Apoio:



Patrocínio:



Organização:





Escola de Terapia
Manual e Postural

Fisioterapeuta, invista em sua profissão!
conheça os cursos ofertados pela maior
Escola de Terapia Manual da América Latina.



Curso de Pós Graduação *Latu Sensu* em **TERAPIA MANUAL E POSTURAL**

O Curso de Pós Graduação em Terapia Manual e Postural é resultado de intensos estudos, cursos e estágios em vários centros da Europa e Estados Unidos. Desenvolvido pensando no dia a dia do fisioterapeuta que necessita de conhecimentos de aplicabilidade imediata o curso reúne técnicas e conceitos em:
Terapia Manual Americana, Osteopatia, Mulligan, Maitland, Podoposturologia Francesa, Mobilização do Sistema Nervoso, Medicina Ortopédica de Cyriax, Terapia Craniosacral entre outros métodos, unindo a vasta experiência clínica do nosso corpo docente e conhecimento científico atualizado.



Formação em **MICROFISIOTERAPIA®**

A Microfisioterapia é uma técnica manual que utiliza toques sutis para identificar, na memória biológica dos tecidos corporais, marcas de eventos que ocorreram com o indivíduo. Estes marcas causam inúmeros sintomas e quadros clínicos que encontramos em nossos pacientes. A estimulação dos tecidos pela técnica da Microfisioterapia elimina os obstáculos à saúde e possibilita o processo de auto-cura do organismo.



Formação internacional em **TÉCNICA DE INTEGRAÇÃO NEUROESTRUTURAL (NST)**

Michael Nixon-Livy (AUS)

A **Técnica de Integração Neuroestrutural (NST - Neurostructural Integration Technique)** é um método de tratamento manual aplicado sobre os tecidos moles que visa a reestruturação estrutural do corpo. Seu objetivo é desencadear um processo natural de auto-regulação do organismo que levará a uma redução ou eliminação dos sintomas, aumento da energia e rejuvenescimento.



Formação Internacional em **LEITURA BIOLÓGICA**

O Curso de **Leitura Biológica** tem como objetivo oferecer ao terapeuta **uma nova visão sobre as doenças**, por meio da observação dos sinais e sintomas do paciente, buscando compreender a relação entre as emoções e patologias, assumir que um sintoma possa ser a solução encontrada pelo organismo se adaptar ao estresse submetido.

CONHEÇA OUTROS CURSOS EM NOSSO SITE

CENTRAL DE RELACIONAMENTO

www.terapiamaneual.net

E-mail: contato@terapiamaneual.net

(43) 3375 4701