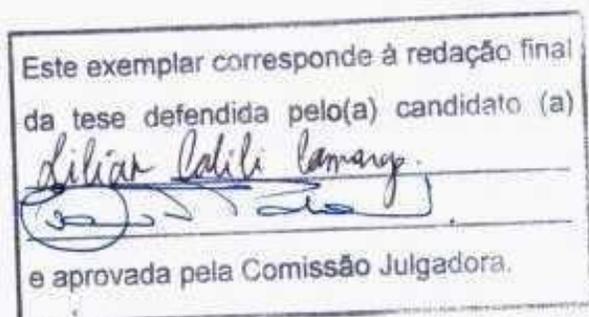


UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
INSTITUTO DE BIOLOGIA

LILIAN CALILI CAMARGO

EFEITOS IMEDIATOS DO ALONGAMENTO GLOBAL NA
RETRAÇÃO DA CADEIA MUSCULAR POSTERIOR -
RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA, DINAMOMETRIA E
AVALIAÇÃO POSTURAL



Tese apresentada ao Instituto de
Biologia para obtenção do Título de
Mestre em Biologia Celular e Estrutural,
na área de Anatomia.

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari

Co-Orientadora: Profa. Dra. Antonia Dalla Pria Bankoff

Campinas, 2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA – UNICAMP**

C14e	<p>Camargo, Lilian Calili Efeitos imediatos do alongamento global na retração da cadeia muscular posterior-resposta eletromiográfica, dinamometria e avaliação postural / Lilian Calili Camargo. – Campinas, SP: [s.n.], 2007.</p> <p>Orientadora: Evanisi Teresa Palomari. Co-orientadora: Antonia Dalla Pria Bankoff. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Biologia.</p> <p>1. Eletromiografia. 2. Dinamômetro. 3. Postura humana - Exercícios. 4. Exercícios de alongamento. I. Palomari, Evanisi Teresa. II. Bankoff, Antonia Dalla Pria. III. Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Biologia. IV. Título.</p>
-------------	--

Título em inglês: Immediate effects of global stretching on the retraction of the posterior muscle chain - electromyographic response, dynamometry and postural evaluation.

Palavras-chave em inglês: Electromyography; Dynamometer; Human posture - Exercises; Stretching exercises.

Área de concentração: Anatomia.

Titulação: Mestre em Biologia Celular e Estrutural.

Banca examinadora: Evanisi Teresa Palomari, Débora Bevilaqua Grossi, Amélia Pasqual Marques.

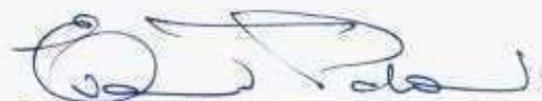
Data da defesa: 02/10/2007.

Programa de Pós-Graduação: Biologia Celular e Estrutural.

Campinas, 02 de Outubro de 2007.

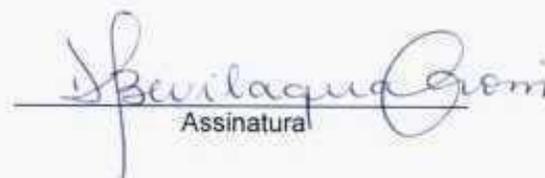
BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora)



Assinatura

Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi



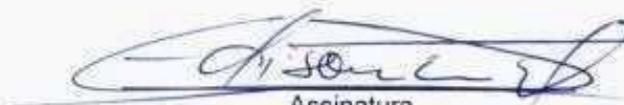
Assinatura

Profa. Dra. Amélia Pasqual Marques



Assinatura

Prof. Dr. Edison Duarte



Assinatura

Profa. Dra. Inês Carmelita Minniti Rodrigues Pereira



Assinatura

A meus pais, *Dolores e Paulo*, fonte de amor e inspiração, que me ensinaram que a busca pelo conhecimento e pela evolução deve ser a razão de nossas vidas.

In memória a meu pai *Raul Augusto de Camargo*, exemplo de amorosidade e integridade. Saudades eternas.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Senhor meu *Deus* pela oportunidade de viver e aprender a amar.

A minha *família*, meus queridos irmãos *Carla, Cesar e Nestor*, pelo amor que sempre me motivou e sustentou, e pela compreensão nos momentos de ausência e intolerância.

A *Alexandre Camargo Ribeiro* pelo amor e paciência ao longo dos tempos difíceis.

A *Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari* pelo seu carinho, confiança e ensinamentos. Serei eternamente grata pela oportunidade oferecida de crescimento profissional e pessoal.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento (CNPq) e a Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro que permitiu a realização deste estudo.

Ao Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural, do Instituto de Biologia da Unicamp.

Ao Departamento de Anatomia do Instituto de Biologia da Unicamp, seus professores e funcionários, que me proporcionou os conhecimentos necessários para minha formação como Mestre e Pesquisadora.

A Profa. Dra. Antonia Dalla Pria Bankoff por, gentilmente, abrir as portas do seu Laboratório para a elaboração de parte desta pesquisa.

Ao Prof. Carlos Aparecido Zamai pelo auxílio na realização das análises da Avaliação Postural Computadorizada.

A Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi pelas considerações brilhantes na análise prévia desta tese e pelo exemplo de conduta científica.

A Profa. Dra. Amélia Pasqual Marques pela gentileza em compartilhar seus conhecimentos sobre a pesquisa do método de Reeducação Postural Global.

Ao Prof. Dr. Edison Duarte pelas considerações sempre enriquecedoras no meu exame de qualificação e na análise prévia desta tese.

A Profa. Mônica Giannotti pelos ensinamentos da técnica de Reeducação Postural.

A *Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira* pelas orientações quanto à metodologia da avaliação eletromiográfica deste estudo.

Ao *Prof. Dr. Benedicto de Campos Vidal* pelas orientações para a realização da análise estatística deste estudo.

Ao *Departamento de Radiologia da Faculdade de Medicina da Unicamp*, em particular, a *Profa. Dra. Inês Carmelita Minniti Rodrigues Pereira* e ao técnico *Esnesto de Souza*, por possibilitar a realização das avaliações radiológicas dos voluntários desta pesquisa.

A empresa *Righetto Fitness Equipment*, em particular, a *Sérgio Righetto* e *João Marcos Chiodetto*, pela elaboração da plataforma de força utilizada neste trabalho.

Aos *voluntários* desta pesquisa que, anonimamente, e humildemente, possibilitaram o desenvolvimento deste estudo.

A *Rafael Pimentel Maia* pela consultoria na análise estatística desta pesquisa.

Aos *amigos do Laboratório de Eletromiografia e do Departamento de Anatomia* pelas palavras de apoio ou simples olhar de incentivo, pela troca de experiências e pelo auxílio no cursar das disciplinas do Programa.

A *Toni Donizete dos Santos* pela amizade sincera e auxílio técnico.

A *Camila Adalgisa Oliveira*, minha grande amiga e parceira de trabalho, pelo auxílio e cumplicidade nos momentos de dificuldades.

A todos cujos nomes não foram mencionados, mas que de alguma forma, em algum momento, me auxiliaram no cumprimento desta tarefa.

“Quem acende uma luz, é o primeiro a iluminar-se”
(Carlos Torres Pastorino)

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM amplitude de movimento

AP ântero-posterior

CIVM contração isométrica voluntária máxima

EMG eletromiografia ou eletromiograma

ICLD músculo iliocostal direito

ICLE músculo iliocostal esquerdo

RMS *Root Mean Square*

RPG Reeducação Postural Global

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi verificar as alterações na função muscular e na postura corporal induzidas pelo alongamento global. Para tanto, foram realizadas análises da atividade eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e do torque dos músculos paravertebrais extensores do tronco, e avaliações da postura corporal de indivíduos com retração da cadeia muscular posterior, submetidos a uma sessão de alongamento global. Foram avaliados dezesseis voluntários (8 homens e 8 mulheres), com idade de 23,13 anos ($\pm 2,19$), integrantes da comunidade da Universidade Estadual de Campinas. Primeiramente, foi realizada uma avaliação radiológica dos voluntários. Seguiu-se a realização das avaliações posturais, eletromiográficas e dinamométricas, antes e imediatamente após a prática da postura de alongamento global, para verificar os efeitos da intervenção. A postura de estiramento foi executada em pé e com fechamento do ângulo coxofemoral. Para a análise eletromiográfica foi utilizado um eletromiógrafo EMG-800C (EMG System do Brasil[®]) habilitado para uma célula de carga de 200Kgf, com 4 canais, frequência de amostragem de 2000 Hz, filtros *Butterworth* com banda de frequência entre 20 e 500 Hz e ganho de 2000 vezes nos canais de EMG. Foram utilizados eletrodos de superfície bipolares ativos de Ag-AgCl, posicionados sobre o músculo iliocostal lombar, bilateralmente, ao nível de L2-L3. A dinamometria e os registros eletromiográficos foram realizados durante provas de extensão contra-resistida do tronco, em decúbito ventral e na posição ortostática. Os resultados revelaram melhora significativa da flexibilidade da cadeia muscular posterior, diminuição do torque dos músculos paravertebrais e aumento da atividade elétrica do músculo iliocostal lombar, após o alongamento. Não foram observadas alterações significativas na postura corporal dos voluntários.

Palavras chaves: eletromiografia, dinamômetro de força muscular, postura, exercícios de alongamento muscular.

ABSTRACT

The aim of this research was to verify the changes in the muscular function and corporal posture induced by global stretching. For this purpose, analyses of the electromyographic activity of the iliocostalis lumborum muscle and of the torque of the paraspinal muscles in the isometric extension of the trunk were carried out, and the body posture of individuals with retraction of the posterior muscular chain, having been subjected to a session of global stretching, were evaluated. Sixteen volunteers from the State University of Campinas community were evaluated (8 males and 8 females), with an average age of 23.13 years (± 2.19). The volunteers composing the experimental group were first evaluated radiologically. Subsequently, postural, electromyographic and dynamometric evaluations were performed, before and immediately after the practice of postural stretching to evaluate the effects of the interventions. The elongation posture was executed standing and with closed coxofemoral angle. For the electromyographic evaluation, an electromyograph EMG-800C (EMG Systems do Brasil®), enabled for a load cell of 200Kgf, composed of 4 channels, sampling frequency of 2000 Hz, *Butterworth* filters with frequency bands between 20 and 500Hz and gain of 2000 times in the electromyograph channels were used. Active bipolar surface electrodes, type Ag-AgCl, positioned bilaterally over the iliocostalis lumborum muscle at levels L2-L3, were used for the signal reception. The dynamometric and electromyographic readings were carried out during tests of the counter resisted extension movement of the trunk in *prono decubitus* and in the upright position. The results revealed significant improvement in the flexibility of the posterior muscular chain, decrease in the torque of the paraspinal muscles and an increase of the electrical activity of the iliocostalis lumborum muscle, after stretching. No significant alterations in the corporal posture of the volunteers were observed.

Key-words: electromyography, muscle strength dynamometer, posture, muscle stretching exercises.

ÍNDICE

1- INTRODUÇÃO	14
2- REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1- Eletromiografia	19
2.2- Músculo iliocostal lombar	21
2.3- Cadeias musculares	23
2.4- Postura corporal	24
2.4.1- Controle postural	26
2.4.2- Desvios posturais e retrações musculares	27
2.5- Alongamento	29
2.5.1- Alongamento global	32
2.5.1.1- Posturas de estiramento ativo	33
3- OBJETIVO GERAL	36
3.1- Objetivos específicos	36
4- MATERIAL E MÉTODOS	37
4.1- Indivíduos da amostra	37
4.2- Métodos de avaliação	37
4.2.1- Anamnese	38
4.2.2- Avaliação radiológica	38
4.2.3- Avaliação postural	39
4.2.3.1- Avaliação postural clínica	39
4.2.3.2- Avaliação postural computadorizada	41
4.2.4- Avaliação eletromiográfica e dinamometria	43
4.2.4.1- Aquisição do sinal eletromiográfico	45
4.3- Alongamento global	47
4.4- Análise estatística	49
5- RESULTADOS	50
5.1- Dados da amostra	50
5.2- Avaliação radiológica	50
5.3- Avaliação postural clínica	51

5.4- Avaliação postural computadorizada	53
5.5- Avaliação eletromiográfica	54
6- DISCUSSÃO	56
6.1- Dados radiológicos e retração muscular	56
6.2- Alongamento e flexibilidade muscular	57
6.3- Alongamento e postura corporal	60
6.4- Alongamento, dinamometria e eletromiografia	62
6.5- Considerações finais	67
7- CONCLUSÃO	69
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70
APÊNDICES	78
Apêndice A – Termo de consentimento de participação	78
Apêndice B – Ficha de anamnese	80
Apêndice C – Histogramas da distribuição da amostra	81
Apêndice D – Tabelas de dados brutos das avaliações	92
ANEXOS	100
Anexo A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa	100
Anexo B – Manual da Avaliação da Postura Computadorizada	101
ARTIGO	105
Artigo - Reprodutibilidade intradia da avaliação eletromiográfica do músculo iliocostal lombar em indivíduos saudáveis	106
Declaração Comitê de Ética	117

1- INTRODUÇÃO

As disfunções da coluna vertebral são enfermidades de alta prevalência, geradoras de incapacidades funcionais que prejudicam as atividades de vida diária e levam a um número significativo de faltas no trabalho. Dentre estas disfunções, a lombalgia é uma doença comum que afeta cerca de 60-80% da população mundial, em alguma fase da vida (BORENSTEIN, 2001).

Doença de etiologia multifatorial, a dor lombar pode ser causada por fatores orgânicos ou decorrentes de desequilíbrios osteomioarticulares (COIMBRA; OLIVEIRA, 1998). A retração dos músculos paravertebrais é exemplo de desequilíbrio muscular que causam anormalidades nas curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, manifestando desvios posturais e tornando-se, freqüentemente, um fator etiológico de doenças degenerativas e dor local (SOUCHARD, 1985).

Segundo Marques (2005), o encurtamento do grupo muscular eretor da espinha e, concomitantemente, do músculo iliocostal lombar, pode tornar acentuada ou retificada a curvatura da região lombar e apresentar a lombalgia como sintomatologia associada à alteração da curvatura vertebral.

O músculo eretor da espinha se estende lateralmente à coluna vertebral e, ao nível da linha inter-articular T12-L1, divide-se em três formações: músculo iliocostal, músculo dorsal longo e músculo transverso-espinhal (GRAY, 1988; LATARJET; LIARD, 1993). Devido a uma ação postural permanente, relacionada à manutenção da postura ereta (LEHMKUHL; SMITH, 1989; BANKOFF, 2007), esta musculatura está freqüentemente suscetível a hipertonicidade e ao encurtamento.

A suscetibilidade da musculatura estática ao encurtamento se deve à sua ação reflexa constante para impedir, controlar ou limitar os desequilíbrios posturais, fazendo a manutenção do corpo contra a gravidade. As características fisiológicas deste tipo de musculatura, adaptadas às contrações de longa duração, necessárias à manutenção postural, também contribuem para a sua retração (SOUCHARD, 1996).

A retração muscular além de acarretar desvios posturais, compressões articulares, processos degenerativos e quadros algícos, pode também vir a influenciar a capacidade

do músculo gerar tensão (LEHMKUHL; SMITH, 1989; BANKOFF, 2007). Esta relação entre o comprimento e a tensão muscular tem sido estudada por meio de técnicas variadas de avaliação biomecânica que analisam a força de diferentes grupos musculares submetidos a exercícios de alongamento (KOKKONEN; NELSON; CORNWELL, 1998; FOWLES; SALE; MAC DOUGALL, 2000; NELSON et al., 2001; BEHM; BUTTON; BUTT, 2001; GUIRRO et al., 2001; TEODORI et al., 2003; CRAMER et al., 2007).

Kokkonen; Nelson; Cornwell (1998) descreveram diminuição da força máxima da flexão e extensão do joelho, após exercícios de alongamento estáticos, passivos e ativos, dos músculos isquiotibiais e quadríceps femoral, atribuída à redução da rigidez da unidade musculotendínea.

Fowles; Sale; Mac Dougall (2000) avaliaram os efeitos do alongamento estático passivo sobre a força da flexão plantar, e também verificaram diminuição significativa no torque da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo sóleo após a intervenção, relacionada à redução da ativação muscular.

Este resultado foi confirmado, posteriormente, por Nelson et al. (2001) que constataram diminuição do torque da extensão isométrica do joelho, após um programa de alongamento. Segundo os autores, o estiramento do tendão muscular teria modificado a posição ideal do sarcômero para a produção da força máxima prejudicando a capacidade do músculo gerar tensão.

Perda da força de extensão da perna e aumento da atividade eletromiográfica na CIVM do músculo quadríceps foram verificados por Behm; Button; Butt (2001), minutos após alongamento estático passivo dos músculos extensores do joelho. Tais efeitos foram conferidos à inativação muscular.

Cramer et al. (2007) também observaram decréscimo na ativação do músculo reto femoral, e na força da extensão isocinética concêntrica voluntária máxima da perna, como resultado do alongamento estático do músculo quadríceps. As respostas foram justificadas com base em fatores mecânicos, como o decréscimo na resistência musculotendínea e alteração da velocidade de condução nos sarcômeros, e a fatores neurais, como o decréscimo no *pool* de excitabilidade do neurônio motor com redução

na ativação periférica do músculo, decréscimo no recrutamento da unidade motora, redução na frequência de disparo e/ou alteração na sensibilidade reflexa.

Em contrapartida, aumento significativo na força dos músculos posteriores da coxa foi constatado por Guirro et al. (2001) como efeito crônico de um programa de alongamento muscular. Os autores sugeriram que tais alterações se deram a melhor interação entre os filamentos de actina e miosina, em virtude do aumento do comprimento funcional do músculo.

Também Teodori et al. (2003) comprovaram aumento da força dos músculos inspiratórios e da expansibilidade torácica, após a prática do alongamento global.

É possível observar que as conclusões dos trabalhos citados são contraditórias, e que não está estabelecido se o aumento do comprimento muscular favorece ou prejudica a capacidade do músculo de gerar tensão, revelando, portanto, a necessidade de maiores investigações a cerca destas variáveis que influenciam, consideravelmente, a função muscular.

Dentre as técnicas atualmente utilizadas para avaliar a funcionalidade dos músculos e, em particular, suas componentes força e ativação muscular, destaca-se a associação da dinamometria à eletromiografia (EMG).

No que concerne, especificamente, às análises eletromiográficas dos músculos dorsais associadas à dinamometria do tronco, as análises buscam estabelecer protocolos confiáveis de avaliação e estabelecer padrões de ativação para comparação entre indivíduos saudáveis e portadores de desordens da coluna vertebral.

Tem sido freqüente a realização da avaliação eletromiográfica dos músculos extensores do tronco por estes desempenharem um papel importante no funcionamento normal da coluna vertebral. Este preceito tem por base o fato de que as injúrias da coluna são comumente, precedidas de tarefas de extensão do tronco em posturas fletidas, e de que os pacientes com desordens da coluna vertebral são identificados com função muscular paravertebral anormal (LARIVIÈRE; GAGNOM; LOISEL, 2000).

São descritos na literatura trabalhos envolvendo a utilização da EMG de superfície para avaliar a ação dos músculos paravertebrais nos diferentes movimentos do tronco (BANKOFF et al., 2000; BANKOFF; MORAES, 2001), na estabilidade e no controle postural da coluna vertebral (ZEDKA; KUMAR; NARAYAN, 1998; GRANATA; WILSON,

2001; RADEBOLD et al., 2001), comparar o padrão e a resistência dos músculos dorsais em indivíduos normais e portadores de dor lombar crônica (KOUMANTAKIS et al., 2001; LARIVIÈRE et al., 2002; LEHMAN, 2002; KRAMER et al., 2005; SILVA JUNIOR et al., 2005) e verificar os efeitos dos regimes terapêuticos direcionados às disfunções da coluna vertebral (KELLER; COLLOCA, 2000; LEHMAN; VERNON; MC GILL, 2001). No entanto, na literatura consultada não foram localizados relatos referentes à utilização da EMG e dinamometria para avaliar, especificamente, os efeitos de programas de alongamento sobre a ativação e a força dos músculos paravertebrais.

No intuito de contribuir com o estudo da atividade eletromiográfica dos músculos dorsais, e no conhecimento da sua relação com comprimento e o torque muscular, questões ainda abertas no campo científico, realizou-se no presente trabalho a análise eletromiográfica do músculo iliocostal lombar de indivíduos com retração da cadeia muscular posterior, após o alongamento global. Esta análise permitiu comparar as diferenças entre os padrões de ativação muscular antes e após a intervenção e verificar a influência do alongamento sobre a atividade elétrica do músculo.

O alongamento global é um recurso cinesioterápico amplamente empregado em programas de reabilitação de disfunções do sistema músculo-esquelético, especialmente desvios posturais da coluna vertebral, analisados sob o princípio das cadeias musculares. Segundo este princípio, os músculos estáticos encontram-se inter-ligados por meio do seu esqueleto de tecido conjuntivo fibroso (aponeuroses, tendões, fâscias, septos intra e intermusculares), permitindo a troca de forças tensesis entre si e constituindo um modelo perfeito de globalidade funcional (SOUCHARD, 1996).

Segundo Bienfait (1995), esta noção de continuidade fascial possibilita compreender a execução de tarefas complexas pelo organismo, como a manutenção da postura ereta. Este preceito explica também porque o encurtamento de um determinado músculo pode criar compensações interdependentes e indissociáveis, lesões à distância e desequilíbrios posturais. Os desvios posturais, por sua vez, além de antiestéticos, favorecem compressões articulares e influenciam adversamente a eficiência muscular, predispondo os indivíduos a condições musculoesqueléticas patológicas que solicitam tratamentos abrangentes (SOUCHARD, 1985, 1986; FAGANELLO, 2003).

O alongamento global tem apresentado resultados clínicos positivos na correção dos desvios posturais, no aumento da flexibilidade e no alívio de dor (MARQUES; MENDONÇA; COSSERMELLI, 1994; MARQUES, 1996), entretanto, sua efetividade encontra-se ainda carente de comprovação científica. Assim sendo, por meio das avaliações eletromiográficas, dinamométricas e posturais realizadas no presente trabalho, será possível verificar os efeitos oriundos desta técnica de alongamento sobre a função muscular, e com isso, contribuir também para seu embasamento como método de reabilitação.

2- REVISÃO DE LITERATURA

2.1- ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia é definida como o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico e dos processos fisiológicos da atividade muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Esta técnica vem sendo aplicada como instrumento cinesiológico para descrição do papel dos músculos em atividades específicas e avaliação do padrão da resposta muscular em relação ao esforço físico realizado, ou ao regime terapêutico aplicado. Por meio dela é possível avaliar se uma determinada intervenção está facilitando ou inibindo uma atividade muscular particular e, deste modo, verificar se as metas terapêuticas estão sendo alcançadas e qual o prognóstico em termos de reabilitação (PORTNEY, 1993).

Tem sido freqüente o estudo da atividade eletromiográfica dos músculos dorsais por eles desempenharem um importante papel no funcionamento normal da coluna vertebral. Este preceito tem por base o fato de que os indivíduos com desordem da coluna vertebral são identificados com função muscular anormal, e de que as patologias da coluna são, freqüentemente, precedidas de tarefas de extensão do tronco em posturas fletidas (LARIVIÈRE; GAGNOM; LOISEL, 2000).

São descritos na literatura trabalhos envolvendo a utilização da EMG de superfície para avaliar a ação dos músculos paravertebrais nos diferentes movimentos do tronco (BANKOFF et al., 2000; BANKOFF; MORAES, 2001), na estabilidade e no controle postural da coluna vertebral (ZEDKA; KUMAR; NARAYAN, 1998; GRANATA; WILSON, 2001; RADEBOLD et al., 2001), comparar o padrão e a resistência dos músculos dorsais entre indivíduos normais e portadores de dor lombar crônica (KOUMANTAKIS et al., 2001; LARIVIÈRE et al., 2002; LEHMAN, 2002; KRAMER et al., 2005; SILVA JUNIOR et al., 2005) e verificar os efeitos dos regimes terapêuticos direcionados às disfunções da coluna vertebral (KELLER; COLLOCA, 2000; LEHMAN; VERNON; MC GILL, 2001). No

entanto, na literatura consultada não foram localizados relatos referentes à utilização da EMG e dinamometria para avaliar, especificamente, os efeitos de programas de alongamento sobre a ativação e a força dos músculos paravertebrais.

Os trabalhos que empregaram métodos de análise biomecânica para avaliar a influência do alongamento na performance de diferentes grupos musculares sugeriram, na sua maioria, que esta intervenção comprometeu, temporariamente, a capacidade do músculo de produzir força máxima.

Kokkonen; Nelson; Cornwell (1998) descreveram diminuição da força voluntária máxima da flexão e extensão do joelho, logo após exercícios de alongamento estático, passivos e ativos, para os músculos flexores e extensores da perna. O resultado foi atribuído à redução da rigidez da unidade musculotendínea e à diminuição da ativação de unidades motoras, relacionada à inibição autogênica gerada por proprioceptores articulares e musculares.

Fowles; Sale; Mac Dougall (2000), por meio da EMG e dinamometria, avaliaram os efeitos do alongamento estático passivo sobre a força da contração isométrica do músculo sóleo, verificando redução da força da flexão plantar e menor ativação muscular. A resposta foi relacionada a mudanças no comprimento muscular e deformidade plástica do tecido conectivo, facilitada pelo relaxamento do estresse viscoelástico.

Posteriormente, Nelson et al. (2001) verificaram diminuição do torque na extensão isométrica voluntária máxima do joelho, após o alongamento estático passivo do músculo quadríceps, justificada pelo estiramento do tendão muscular e posicionamento do sarcômero diferente do ideal para a produção da força máxima.

Behm; Button; Butt (2001) também registraram decréscimo na força da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo quadríceps, e aumento da atividade eletromiográfica, após seu alongamento estático passivo, que, segundo os autores, ocasionou inativação muscular.

Estes achados foram confirmados por Cramer et al. (2007) cujos resultados indicaram decréscimo na ativação do músculo reto femoral e na força dos extensores da perna como resultado do alongamento estático. Tais efeitos foram atribuídos a fatores mecânicos e neurológicos, envolvendo o decréscimo na resistência musculotendínea e no *pool* de excitabilidade do neurônio motor.

Em contrapartida, aumento significativo na força dos músculos posteriores da coxa, e do sinal mioelétrico, após um programa de alongamento muscular com duração de cinco semanas, foi observado por Guirro et al. (2001). Os autores sugeriram que as alterações se deram devido a uma melhor interação entre os filamentos de actina e miosina, em virtude do aumento do comprimento funcional do músculo.

Teodori et al. (2003) também comprovaram o aumento da força dos músculos inspiratórios e expiratórios, após a prática de posturas de alongamento global, pela análise da expansibilidade torácica e da pressão máxima da inspiração e expiração, *index* da força muscular. Os resultados foram conferidos ao aprendizado motor e facilitação da ação muscular pela musculatura antagonista.

Sacco et al. (2006) verificaram alterações no padrão da atividade elétrica dos músculos vastos medial e lateral, após um programa de alongamento de cinco semanas, em indivíduos saudáveis e portadores de Síndrome Femoropatelar. Foi verificado aumento da atividade eletromiográfica de ambos os músculos no exercício concêntrico como efeito crônico da intervenção. No exercício excêntrico, entretanto, foi observada redução do sinal elétrico no músculo vasto medial, resultado considerado positivo, especialmente para o grupo experimental com disfunção, por representar maior eficiência e coordenação muscular.

2.2- MÚSCULO ILIOCOSTAL LOMBAR

O grupo muscular eretor da espinha, constituinte da cadeia muscular posterior, foi escolhido no presente estudo pelo fato de que seu encurtamento, e mais especificamente, a retração do músculo iliocostal lombar, freqüentemente, acentua a curvatura fisiológica da região lombar da coluna vertebral manifestando, como desvio postural, retificação ou hiperlordose lombar (MARQUES, 2005).

Este músculo estende-se lateralmente à coluna vertebral e tem seu tendão de origem fixado na crista média do sacro, nos processos espinhosos das vértebras lombares, e duas últimas torácicas, no ligamento supra-espinhal, no lábio interno das

cristas ilíacas e nas cristas sacrais laterais, onde se funde com os ligamentos sacrotuberal e sacroilíaco posterior (GRAY, 1988). Ao nível da linha interarticular T12-L1, este músculo divide-se em três formações: o músculo iliocostal, o músculo dorsal longo e o músculo transverso-espinhal (LATARJET; LIARD, 1993).

O músculo iliocostal lombar se insere, por seis ou sete tendões, nas margens inferiores dos ângulos das seis ou sete últimas costelas e, com tal disposição, realiza a extensão e inclinação lateral da coluna vertebral (GRAY, 1988). Este músculo é também estático e encontra-se ativo durante a manutenção da postura ereta (MANNION, 1999; LEHMKUHL; SMITH, 1989).

O músculo eretor da espinha, primariamente postural, apresenta um predomínio de fibras musculares Tipo I. Segundo Mannion (1999), se o indivíduo não é geneticamente dotado de um predomínio de fibras Tipo I no músculo eretor da espinha (em número de fibras), então a musculatura se adapta modificando a relação do tamanho dos tipos de fibra, numa tentativa de alcançar o mesmo resultado final em relação à área total ocupada pela fibra Tipo I.

As fibras do músculo iliocostal lombar, de acordo com De Foa; Forrest; Biedermann (1989), têm direção paralela à linha formada entre a espinha ilíaca pósterosuperior e a borda lateral do iliocostal, na décima segunda costela. Os autores salientaram que, para a avaliação eletromiográfica deste músculo, os eletrodos de superfície devem ser posicionados ao nível da segunda vértebra lombar, uma vez que, as fibras do músculo iliocostal lombar, superficiais a aponeurose do eretor da espinha, encontram-se relativamente escassas ao nível do espaço intervertebral L3-L4, e, geralmente, ausentes no espaço L4-L5. Além dito, o limite inferior do músculo dorsal longo estende-se até o nível do espaço intervertebral L1-L2, o que faz do espaço L2-L3 o local de referência mais adequado para a fixação dos eletrodos.

2.3- CADEIAS MUSCULARES

Os músculos classificados como estáticos estão organizados em cadeias musculares por meio da correlação existente entre seus diferentes elos de tecido conjuntivo fibroso - aponeuroses, tendões, fâscias, septos intra e intermusculares. As fâscias envolvem músculos que realizam funções semelhantes e os agrupam formando uma entidade funcional única em continuidade denominada cadeia. Assim os músculos, mesmo distantes, encontram-se interligados, permitindo a troca de forças tenses entre eles (SOUCHARD, 1996).

Segundo Bienfait (1995) o músculo não deve ser considerado como uma entidade funcional, mas sim um elemento incluso e constitutivo de um conjunto fibroso onde o músculo é o elemento motor que realiza os tensionamentos, e o tecido fibroso o elemento fibroelástico que transmite e distribui as tensões sobre o esqueleto passivamente móvel.

O tecido conjuntivo, portanto, é um modelo perfeito de globalidade funcional. Esse tecido se encontra em toda parte do corpo humano e, por meio dele, tudo se encontra em continuidade. Esta noção de continuidade fascial possibilita compreender e admitir as lesões à distância, as compensações interdependentes e indissociáveis, e a execução de tarefas complexas pelo organismo como, por exemplo, a manutenção da postura ereta (BIENFAIT, 1995).

De acordo com Marques (2005), admitem-se cinco cadeias musculares:

- cadeia posterior que compreende os músculos paravertebrais, glúteo máximo, isquiotibiais, poplíteo, sóleo e músculos plantares. O comprometimento desta cadeia gera flexão dos dedos, abertura do ângulo tibiotársico, flexão ou hiperextensão dos joelhos, abertura do ângulo coxofemoral, retroversão da pelve e desarmonia das curvaturas vertebrais (retificações, hiperlordoses, rotações ou inclinações laterais);
- cadeia respiratória constituída pelos músculos escalenos, peitoral menor, intercostais e diafragma. A retração destes músculos provoca protrusão da cabeça e dos ombros, tórax em atitude inspiratória e hiperlordose lombar;

- cadeia ântero-interna do quadril formada pelos músculos iliopsoas e adutores pubianos (pectíneo, adutor curto, adutor longo, adutor magno, grácil). O encurtamento desta musculatura causa hiperlordose lombar, joelhos valgus, flexão, adução e rotação medial do quadril;
- cadeia ântero-interna do ombro composta pelos músculos subescapular, coracobraquial e peitoral maior. O encurtamento desta cadeia leva o indivíduo a deformidades em adução e rotação medial do ombro;
- cadeia anterior do braço constituída pelos músculos suspensores do braço, antebraço, mão e dedos (trapézio superior, deltóide médio, coracobraquial, bíceps braquial, braquioradial, pronador redondo, palmares, flexores do dedos, músculos das regiões tenar e hipotenar). A retração muscular desta cadeia pode acarretar elevação da cintura escapular, flexão do cotovelo, pronação de antebraço, flexão de punho e dedos.

Considerando o sistema músculo-aponeurótico como unidade funcional, dentro da óptica do princípio das cadeias musculares, Souchard (1996) salientou que, devido ao fato da retração de músculo diluir-se ao longo da cadeia muscular, e do alongamento de uma extremidade da cadeia, provocar encurtamento em outra parte dela, o estado real do músculo estático só pode ser revelado pelo tensionamento de toda a cadeia a qual pertence e, para alongá-lo, torna-se indispensável puxar pelas duas extremidades da cadeia, impedindo qualquer compensação no seio dela. Esta concepção justifica porque os estiramentos globais seriam realmente eficazes no tratamento das retrações musculares.

2.4- POSTURA CORPORAL

A postura corporal é definida por Kisner e Colby (1987) como sendo o arranjo relativo das partes do corpo para uma atividade específica, ou a maneira característica que o indivíduo tem de sustentar seu corpo.

A postura representa o ajuste do corpo à gravidade, tanto em atitudes estáticas quanto em atividades dinâmicas, onde as tensões musculares devem ser combinadas adequadamente, resultando em equilíbrio eficiente para o desempenho da função. A fixação dos segmentos corporais deve acontecer de maneira a servir de ponto de apoio apropriado aos movimentos.

Para Jensen e Schultz (1983) a postura é uma atitude corporal obtida pelo equilíbrio entre as forças que agem sobre o seu centro de gravidade. Os principais elementos envolvidos nesta atividade são os músculos antigravitacionais (também denominados tônicos ou estáticos) que são controlados e corrigidos pelos reflexos de endireitamento (ocular, corporal, da cabeça, do pescoço e labirínticos).

A postura exprime, portanto, as influências biomecânicas e gravitacionais sobre o corpo humano, estando ainda relacionada a fatores emocionais, à imagem corporal e aos padrões de comportamento social e cultural a que ele está submetido (LEONI, 1996).

Para a Academia Americana de Ortopedia, citada por Knoplich (1983), boa postura é o equilíbrio entre as estruturas de suporte do corpo (músculos e ossos) que se organizam de maneira a protegê-lo contra agressões ou deformidades progressivas.

A boa postura representa um equilíbrio corporal eficaz entre o suporte ligamentar e o tônus muscular, envolvendo menor gasto energético e ausência de fadiga muscular e sintomas dolorosos. O ideal é que haja o mínimo de esforço e sobrecarga para os músculos e ligamentos (KENDALL; MC CREARY; PROVENCE, 1995).

A postura ideal, portanto, atende às necessidades biomecânicas para a realização da função e permite a sustentação da posição corporal com esforço muscular mínimo. Com isto proporciona, não somente, vantagem mecânica ao sistema músculo-esquelético, como maior eficiência fisiológica para os órgãos internos (FAIRWEATHER; SIDAWAY, 1993; KNOPLICH, 1983).

A má postura, ao contrário, é descrita pela Academia Americana de Ortopedia como uma relação defeituosa entre as várias partes corporais, resultando em equilíbrio menos eficiente do corpo sobre suas bases de suporte e, conseqüentemente, aumento da agressão às estruturas de sustentação (KNOPLICH, 1983). A má postura compreende uma tensão excessiva nas unidades funcionais (músculos, tendões e

ossos), causada pela contração muscular aumentada para assegurar a fixação dos segmentos corporais. Esta contração excessiva pode resultar no encurtamento e fraqueza muscular, e estes fatores, por sua vez, poderão acarretar esforço prolongado e insuficiência ligamentar que, provavelmente, estarão relacionados a desconforto (dor) e incapacidade funcional.

Kendall (1995) propôs um modelo de postura ereta idealmente alinhada, aceito internacionalmente como referência a partir da qual são determinadas as variações e os desvios posturais. De acordo com este modelo, ao se avaliar a postura do indivíduo em vista lateral, uma linha de prumo deve coincidir com uma posição ligeiramente anterior ao maléolo lateral e ao eixo da articulação do joelho, ligeiramente posterior à patela, ao eixo da articulação do quadril, aos corpos vertebrais lombares, a articulação do ombro, aos corpos da maioria das vértebras cervicais, ao meato auditivo externo e ao ápice da sutura coronal. A linha vertical imaginária traçada a partir do centro de gravidade, localizado na altura da terceira vértebra lombar, deve cair dentro da base de sustentação formada pelo apoio dos pés no chão. Na vista anterior e posterior, a linha de prumo deve dividir o corpo sagitalmente em dois hemisférios simétricos, sendo equidistante das faces mediais dos calcânhares, pernas e coxas, coincidindo com a linha mediana do tronco e da cabeça.

2.4.1- CONTROLE POSTURAL

O corpo humano é um sólido articulado, constituído de uma série de segmentos empilhados uns sobre os outros, no qual cada peça é equilibrada sobre a inferior, e onde o equilíbrio de cada segmento é condicionado pelo equilíbrio do segmento subjacente. O equilíbrio humano é, desta forma, constituído por uma sucessão ascendente de equilíbrios instáveis, controlados pelos reflexos miotáticos tônicos dos músculos da estática. O centro de gravidade geral do corpo humano é a resultante de todos os centros de gravidade específicos da cada peça que o compõe, podendo se deslocar em função das diferentes posições dos seus segmentos (BIENFAIT, 1995).

Ferreira (2006) e Mochizuki e Amadio (2003) salientaram que o controle postural requer uma interação completa entre os sistemas neural e músculo-esquelético, uma vez que, advém de estímulos oriundos dos sistemas vestibular, somatosensorial e visual, a cerca do posicionamento e da orientação dos segmentos corporais, para auxiliar na percepção do meio e no planejamento dos movimentos.

Tais considerações conduzem à conclusão de que a estática humana só pode ser concebida globalmente e está condicionada pela relação entre a posição do centro de gravidade e a base de sustentação. Para que as condições de equilíbrio sejam adequadas, qualquer que seja a posição corporal, a linha de gravidade deverá cair sempre sobre a base de sustentação. Nestas condições, e sem a intervenção de nenhuma força desequilibrante, a posição de equilíbrio será mantida apenas pela manutenção do tônus postural e da resistência elástica fibromuscular (SOUCHARD, 1985).

De acordo com Bienfait (1995), para garantia da estática humana, se estabelece, portanto, a lei das compensações, segundo a qual, para que o corpo esteja nas condições adequadas de equilíbrio, todo desequilíbrio, deverá ser compensado no mesmo plano por um desequilíbrio igual, mas de sentido oposto. Este enunciado reforça a concepção de que as posições humanas não são fixas, mas representam desequilíbrios controlados que, pela ação dos músculos tônicos, são, constantemente, corrigidos ou compensados, para que a linha de gravidade permaneça sobre a base de sustentação do corpo.

2.4.2- DESVIOS POSTURAI E RETRAÇÕES MUSCULARES

Conforme mencionado anteriormente, a condição de equilíbrio estático é garantida pela atividade constante da musculatura tônica que realiza a manutenção da postura e a estabilização das cinturas pélvica e escapular para a realização dos movimentos pelos músculos dinâmicos. Os músculos estáticos, portanto, nunca se relaxam, o que significa dizer que eles mantêm suas inserções constantemente

tracionadas e apenas o peso do segmento corporal se opõe ao seu encurtamento (SOUCHARD, 1996).

Pressupõe-se que retração muscular poderá ocorrer caso uma contração seja mantida cronicamente, uma vez que, no músculo que não é solicitado a restabelecer seu comprimento normal, os miofilamentos de actina permanecem, continuamente, inter-digitados entre os de miosina, e os elementos conjuntivos acompanham a diminuição do componente muscular, ocasionando seu encurtamento.

Para desempenhar sua ação reflexa permanente, de controle dos desequilíbrios e suspensão dos segmentos pendulares, os músculos tônicos são fisiologicamente adaptados a contrações de longa duração, necessárias à manutenção das posturas. Segundo Souchard (1986), os músculos antigravitacionais são constituídos, predominantemente, por fibras musculares Tipo I e apresentam uma importante proporção de tecido conjuntivo e moto-neurônios do tipo alfa-tônicos, que os possibilitam resistir ao movimento, mas constitui um fator que os predispõem à hipertonicidade e à retração.

Somada à atividade reflexa permanente, e às características fisiológicas dos músculos tônicos, encontra-se a ação dos reflexos antálgicos favorecendo o desenvolvimento das retrações musculares e dos desvios posturais. Instintivamente, para evitar um movimento ou posição dolorosa, são adotadas posturas inadequadas que vão sendo integradas ao nível do esquema corporal e acabam por desencadear retrações musculares, dismorfismos e novos desconfortos (SOUCHARD, 1996).

Souchard (1985) relatou como se estabelecem estes mecanismos de defesa do corpo para aumento do conforto. Segundo o autor, estes mecanismos são regidos pelos seguintes mandamentos: (1) salvaguardar as funções hegemônicas (postura da cabeça e respiração), (2) evitar ou eliminar a dor através de reflexos antálgicos e, (3) caso a dor não possa ser evitada, minimizar ao máximo as conseqüências das agressões.

É possível concluir, portanto, que a enfermidade do músculo estático é a sua retração, ou encurtamento, e que esta se manifesta pelo aparecimento de desvios posturais. Os desvios posturais, por sua vez, podem ter inúmeras causas (maus hábitos posturais, alterações estruturais congênitas ou adquiridas, fatores emocionais), entretanto, sejam elas quais forem, os desvios serão fixados pela retração das

estruturas relacionadas ao músculo estático e isto poderá dar início ao desenvolvimento de inúmeros outros problemas ortopédicos.

2.5- ALONGAMENTO

Existe um grande número de publicações sobre alongamento muscular, apresentando técnicas com diferentes parâmetros de duração e frequência de exercícios. São descritas como principais modalidades: o alongamento estático segmentar, o alongamento balístico, a facilitação neuromuscular proprioceptiva, a contração muscular excêntrica e o alongamento global. Esta variabilidade de técnicas dificulta um estudo conclusivo a cerca do protocolo de alongamento mais eficiente para reabilitação de disfunções ou melhora da performance muscular (ROSÁRIO; MARQUES; MALUF, 2004).

É sabido que, independentemente do tipo de exercício, o alongamento tem como principal objetivo o ganho da flexibilidade muscular e o aumento da amplitude de movimento (ADM). Os exercícios de alongamento também são indicados em programas de reabilitação, ou treinamentos físicos, para aumentar a performance muscular e para corrigir desvios posturais (SOUCHARD, 1985, 1986, 1996; MARQUES, 1996; MOLINA; CAMARGO, 2003.).

Os mecanismos envolvidos no aumento da flexibilidade muscular resultante do alongamento ainda não foram totalmente elucidados. De acordo com De Deyne (2001), o aumento da ADM pode envolver mecanismos biomecânicos, neurológicos e moleculares. Os mecanismos biomecânicos e moleculares estão relacionados à transmissão do torque do alongamento ao longo da fibra muscular, por meio das interações entre as proteínas musculares, até o núcleo da célula, levando à indução de sinais biológicos para o início da transmissão genética e da miofibrinogênese, com síntese de novas proteínas e aumento do número de sarcômeros em série como resultado final.

O aumento da flexibilidade muscular promovido pelo alongamento também pode ser conferido à alteração nas características viscoelásticas da unidade musculotendínea. As propriedades viscosas do tecido conjuntivo permitem uma mudança permanente (plástica) na sua estrutura, enquanto as propriedades elásticas referem-se à habilidade do tecido conjuntivo de retornar vagarosamente ao comprimento original após seu estiramento. A quantidade de deformação plástica ou elástica sofrida pelo músculo pode variar, consideravelmente, dependendo da quantidade e duração da força aplicada sobre ele, e da temperatura dos tecidos. Quando um músculo é mantido em posição alongada estaticamente, a tensão passiva no músculo diminui com o tempo, ou seja, acontece o “relaxamento do estresse viscoelástico”. Isto significa, em outras palavras, que se um músculo for alongado em comprimento mantido constante, a força necessária para alongá-lo diminui ao longo do tempo (ROSÁRIO; MARQUES; MALUF, 2004).

É sugerido, ainda, que um componente neural, relacionado ao reflexo de estiramento provocado pelo disparo do fuso muscular, contribua para a alteração da resistência ao alongamento muscular. Uma adaptação do fuso muscular ao alongamento diminuiria o componente neural que contribui para a resistência ao estiramento e possibilitaria o aumento na flexibilidade muscular (CONDON; HUTTON, 1987).

O aumento da tolerância ao alongamento, também indicado como fator favorável ao ganho de ADM e flexibilidade muscular, envolve um provável efeito analgésico ainda desconhecido que faz com que o indivíduo, submetido à técnica, suporte níveis maiores da tensão aplicada ao músculo, com menor referência de dor (SHRIER; GOSSAL, 2000).

Os autores acima salientaram que o aumento imediato de ADM após estiramento deve ser atribuído ao decréscimo na viscoelasticidade do tecido muscular e ao aumento da tolerância ao alongamento. Mchugh et al. (1992) afirmaram que o alongamento estático de quarenta e cinco segundos resulta num relaxamento do estresse viscoelástico instantâneo de 18-20%, com retorno ao comprimento muscular anterior em menos de uma hora.

Por outro lado, o ganho da flexibilidade muscular alcançado após algumas semanas de alongamento, como efeito crônico da intervenção, é atribuído ao acréscimo de sarcômeros em série (DE DEYNE, 2001), ou ao aumento na tolerância ao exercício (SHRIER; GOSSAL, 2000). O aumento da síntese protéica, como resposta do músculo ao alongamento, também foi referido por Barroso; Tricoli; Ugrinowitsch (2005). Rosário (2003) sugeriu que, após oito semanas de alongamento, ocorreu aumento de sarcômeros em série até a terceira sessão do programa de exercício. Após este período, foi observada redução deste efeito, mostrando que quanto mais alongada a musculatura, menor o acréscimo no número de sarcômeros.

Além de gerar aumento da flexibilidade, é apontado que o alongamento melhora a performance muscular por devolver a capacidade contrátil máxima aos músculos encurtados. Segundo Lehmkuhl e Smith (1989), existe um comprimento ótimo do sarcômero para a produção de força máxima, no qual acontece uma quantidade suficiente e adequada de sobreposição das pontes de actina e miosina, que possibilita ao músculo gerar máxima força. De acordo com Barroso; Tricoli; Ugrinowitsch (2005) esse comprimento, próximo ao de repouso, está em torno de $2\mu\text{m}$, e a força isométrica máxima pode ser diminuída quando o sarcômero é alongado ou encurtado em comprimentos diferentes deste.

Portanto, a posição na qual o músculo é mantido, seja em alongamento ou em encurtamento, determina, adaptações no comprimento dos sarcômeros relacionadas com a tensão muscular. A manutenção de um músculo na posição encurtada ocasionará perda da sobreposição ideal dos filamentos de actina e miosina e, por conseqüência, da capacidade de desenvolver força máxima de contração, que estimularão suas adaptações teciduais. Esta situação, no entanto, poderá ser revertida se o músculo encurtado for submetido ao alongamento e ganhar flexibilidade.

2.5.1- ALONGAMENTO GLOBAL

Os exercícios de alongamento global foram codificados para técnica denominada Reeducação Postura Global (RPG), definida como um método de reeducação para o tratamento de patologias do sistema músculo-esquelético, no qual são usadas posturas de estiramento muscular ativo. Segundo Souchard (1985), este estiramento muscular, e o subsequente endireitamento dos segmentos corporais, permite a restituição da boa forma e a recuperação da função.

Esta metodologia baseia-se na idéia de que os músculos estáticos posteriores, constituintes de uma cadeia hipertônica, devem ser alongados ao mesmo tempo em que são corrigidas as lordoses vertebrais e a rotação interna dos membros, e evitada a bloqueio diafragmática em inspiração (pelo alongamento dos músculos inspiradores). Desta forma, o corpo todo é colocado em estiramento máximo, evidenciando tensões que se relacionam umas com as outras em uma cadeia contínua. Pela análise destas tensões, desenvolvidas pelo indivíduo para esconder uma dor ou desconforto, é possível chegar do sintoma à causa primária das lesões e, então, restituir a morfologia e a função do segmento corporal.

De acordo com Marques; Mendonça; Cossermelli (1994), o método foi idealizado com base nas observações da terapeuta Françoise Mèzière que propôs que alterações das curvaturas vertebrais eram causadas pelo excesso de força na musculatura posterior do corpo e não, como se pensava até então, pela fraqueza desta musculatura. Além disto, a contração dos músculos dorsais seria também acompanhada pela rotação interna dos músculos dos membros e pelo bloqueio do diafragma.

Segundo Mèzière (1949), a retração da musculatura posterior, causa das deformidades corporais, seria conseqüência inevitável dos movimentos do cotidiano. Segundo suas observações, não era somente o esforço para ficar em equilíbrio que encurtava os músculos posteriores, mas também os movimentos de média e grande amplitude, executados pelos braços e pelas pernas, uma vez que, qualquer movimento de grande amplitude necessitaria de um “empréstimo” de amplitude concedido pelos músculos paravertebrais, à custa do aumento das curvaturas vertebrais.

O conceito de que, ao se tentar tornar menos acentuada a curva de uma região da coluna vertebral, a tensão era deslocada para outro segmento corporal, apresentou a concepção de globalidade postural, segundo a qual, era necessário considerar o corpo em sua totalidade e cuidar dele enquanto tal, utilizando exercícios de alongamento global que fossem o mais abrangente possível.

2.5.1.1- POSTURAS DE ESTIRAMENTO ATIVO

As posturas de estiramento são posições mantidas ativamente, por meio de contração muscular excêntrica, nas quais o corpo é organizado de maneira a alongar o maior número possível de músculos estáticos, com o objetivo de devolver-lhes a flexibilidade e a força ativa.

A prática da postura é realizada por cerca de vinte minutos e, de acordo com a teoria de que o tempo necessário para alongar um tecido é inversamente proporcional à força aplicada (Lei de Hooke), a técnica constitui um alongamento prolongado que requer menos força para produzir o mesmo ganho de flexibilidade que os alongamentos de menor duração. Os últimos requerem a aplicação de tensões muito grandes que provocam danos aos tecidos musculares e são difíceis de serem mantida por longos períodos. Os alongamentos prolongados, suaves, progressivos e com baixo número de repetições são considerados, portanto, mais eficientes do que os segmentares para proporcionar deformação no tecido muscular (ROSÁRIO; MARQUES; MALUF, 2004).

Segundo Souchard (1996), as posturas de RPG devem ser mantidas o maior tempo possível, uma vez que o tempo é um fator influente na fluagem (alongamento devido à tração) e na redução do tônus muscular. Para o autor, o estiramento prolongado proporciona o reequilíbrio do tônus postural e seus efeitos seriam mais pertinentes que àqueles de curta duração, pois o alongamento residual persistente é diretamente proporcional ao tempo de aplicação da força, e sendo assim, quanto maior o tempo, maior a quantidade de alongamento obtido.

As posturas de estiramento envolvem também a ação excêntrica dos músculos

da cadeia em questão. Este tipo de ação, referente ao afastamento da origem e da inserção do músculo aliada à sua contração, provoca o alongamento de todo o tecido conjuntivo profundo e permite o aumento em série do número de sarcômeros (SOUCHARD, 1985).

Salvini (2005) relatou que a contração muscular excêntrica estimula rapidamente o aumento no número de sarcômeros em série e paralelo, e remodela o tecido conjuntivo, levando ao aumento na flexibilidade muscular e amplitude de movimento articular, além de promover a hipertrofia muscular.

No entanto, o exercício excêntrico deve ser executado com cuidado, uma vez que, pode provocar maiores danos ao músculo que ações concêntricas ou isométricas, especialmente às fibras Tipo II (BARROSO; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2005). Estes autores esclareceram que quando o sarcômero é alongado ativamente, a sobreposição dos miofilamentos diminui, mas, após o término da ação excêntrica, alguns deles voltam a se sobrepôr. Repetida então a ação excêntrica, a tensão que deveria ser suportada pelos miofilamentos, nos sarcômeros onde a sobreposição não ocorreu, será imposta somente sobre seus elementos elásticos, o que pode provocar seu rompimento (“*popping*”). Como as fibras Tipo II são mais curtas que as fibras Tipo I, a proporção da magnitude do alongamento em relação ao comprimento da fibra é maior na primeira, o que pode explicar a sua maior suscetibilidade aos danos.

Tendo por base o fato de que grande parte dos músculos antigravitacionários do tronco são inspiratórios, e que toda tentativa de correção da lordose lombar acarreta uma contração do diafragma em inspiração, é realizado um trabalho respiratório durante a prática das posturas de estiramento que busca impedir o bloqueio inspiratório, favorecendo o relaxamento da musculatura inspiratória e tornando a expiração, progressivamente, mais ampla.

Segundo Souchard (1996), as posturas utilizadas na RPG se enquadram a duas considerações básicas: (1) as posturas de fechamento do ângulo coxofemoral devem ser aplicadas, especificamente, aos músculos estáticos posteriores (músculos plantares do pé, tríceps sural, isquiotibiais, glúteos e paravertebrais), e (2) as posturas de abertura do ângulo coxofemoral devem ser aplicadas, especificamente, aos músculos anteriores (iliopsoas, adutores pubianos, diafragma, peitorais e escalenos).

A tais considerações podem ser acrescentadas ainda: o fechamento ou abertura dos membros superiores e a realização das posturas sem carga (em decúbito dorsal) ou com carga (sentado ou em pé).

Os músculos da cadeia anterior do braço são corrigidos com os braços na posição de adução, preferencialmente em decúbito dorsal, uma vez que, aproximar os braços do corpo, deprimindo os ombros, traciona, particularmente, o músculo trapézio superior. Por outro lado, a cadeia ântero-interna do ombro deve ser alongada abduzindo progressivamente os braços, para alongamento dos músculos adutores, especialmente, o músculo peitoral maior (SOUCHARD, 1986).

As posturas em decúbito dorsal, permitem uma melhor intervenção manual sobre a coluna cervical, ombros, membros superiores e tórax. As posturas de carga permitem insistir, particularmente, sobre a coluna vertebral e membros inferiores.

3- OBJETIVO GERAL

Avaliar os efeitos imediatos do alongamento global em indivíduos com retração da cadeia muscular posterior, sobre a atividade eletromiográfica do músculo iliocostal lombar, o torque do grupo muscular paravertebral e a postura corporal.

3.1- OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar as alterações na ativação muscular, após o alongamento global, através da avaliação eletromiográfica do músculo iliocostal lombar;
- Constatar as alterações no torque do grupo muscular paravertebral, após o programa de alongamento global, através da dinamometria;
- Averiguar as alterações na flexibilidade da cadeia muscular posterior e na amplitude de movimento, após o alongamento global, por meio da Distância Mão-Chão e da goniometria dos ângulos tibiotársico e coxofemoral;
- Examinar as alterações na mobilidade da coluna lombar, após o alongamento global, por meio do Teste Modificado de Schober;
- Avaliar as alterações na simetria postural e nas curvaturas da coluna lombar, após o alongamento global, pela avaliação postural computadorizada.

4- MATERIAL E MÉTODOS

4.1- INDIVÍDUOS DA AMOSTRA

Para realização do presente trabalho foram avaliados 16 voluntários, sendo 8 homens e 8 mulheres, integrantes da comunidade da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp).

Os voluntários foram informados dos procedimentos a serem realizados ao longo da pesquisa, e assinaram o termo de consentimento de participação (Apêndice A). Estes procedimentos foram aprovados pelo Conselho de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp (parecer nº 143/2005, conforme Anexo A).

Para fazer parte da pesquisa os voluntários deveriam apresentar idade entre 20 a 30 anos e diagnóstico de retração da cadeia muscular posterior.

Foram considerados fatores de exclusão, que poderiam influenciar a atividade mioelétrica: (1) o diagnóstico de disfunção da coluna vertebral (exceto os desvios posturais), (2) a presença de sintomatologia de dor na região lombar nos últimos seis meses e, (3) a prática de qualquer atividade física regular durante a participação na pesquisa.

Estabelecido o grupo experimental, os indivíduos foram submetidos às avaliações radiológica, postural computadorizada e eletromiográfica e, posteriormente, executaram o alongamento global. Ao término da intervenção, foram repetidas as avaliações, para verificar os efeitos imediatos do exercício.

4.2- MÉTODOS DE AVALIAÇÃO

4.2.1- ANAMNESE

Os voluntários responderam um formulário com questões referentes a dados pessoais e a fatores de exclusão do grupo experimental (Apêndice B).

4.2.2- AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA

Foi realizada uma avaliação radiológica dos participantes para diagnosticar possíveis alterações estruturais da coluna vertebral que pudessem excluí-los do grupo experimental, além de verificar o alinhamento e a angulação das curvaturas lombar e sacral da coluna vertebral.

Para tanto, foram feitas radiografias da coluna lombo-sacra, em ortostatismo, nas incidências Ântero-Posterior (AP) e Perfil Direito.

A incidência AP foi solicitada para verificar eventuais desvios laterais (escolioses) da coluna vertebral. As escolioses foram mensuradas através do ângulo de Cobb, formado pelo cruzamento das linhas que passam pela superfície superior da primeira vértebra lombar e superfície superior da primeira vértebra sacral (Figura 1).

A incidência Perfil foi utilizada para avaliar a curvatura lombar (lordose lombar) e a inclinação do sacro (Figura 2), considerados dois parâmetros de posição co-dependentes (BIENFAIT, 1995; MAC-THIONG et al., 2004).

A curvatura lombar também foi mensurada pelo ângulo de Cobb. Os valores entre 40-60° foram classificados como normais (PINTO et al., 2000; HARRISON et al., 2001; MAC-THIONG et al., 2004). De acordo com Pinto et al. (2000), valores superiores a 60° caracterizam um aumento da curvatura lombar (hiperlordose lombar).

A variação de 30-45° do ângulo sacral, formado pelo cruzamento da linha que passa pela base do sacro com a horizontal, em ortostatismo, foi classificada como normal (KAPANDJI, 2000; KNOPLICH, 2003; MAC-THIONG et al., 2004). Segundo Bienfait

(1995), um ângulo sacral maior que 45° evidencia uma horizontalização do sacro, e uma anteversão pélvica, que pode condicionar uma hiperlordose lombar.



Figura 1: Radiografia da coluna lombo-sacra em AP. e: Ângulo de Cobb para mensuração da escoliose lombar.



Figura 2: Radiografia da coluna lombo-sacra em Perfil Direito. L: ângulo de Cobb para mensuração da lordose lombar. S: ângulo sacral.

A avaliação radiológica e a classificação das curvaturas da coluna vertebral possibilitaram a identificação dos desvios posturais e, como estes estão, frequentemente, associados à retração dos músculos paravertebrais, constituíram um método de avaliação complementar para o diagnóstico da retração desta musculatura.

4.2.3- AVALIAÇÃO POSTURAL

4.2.3.1- AVALIAÇÃO POSTURAL CLÍNICA

Realizada a avaliação radiológica, os voluntários foram submetidos à avaliação

postural clínica para a aquisição das medidas de peso e altura, inspeção de assimetrias corporais, mensuração de ângulos articulares e realização de testes que avaliaram o comprometimento da cadeia muscular posterior.

Para a realização do teste de flexibilidade da cadeia muscular posterior foi solicitado ao voluntário a flexão anterior do tronco, a partir da posição ortostática, mantendo os pés justapostos, os joelhos estendidos, os membros superiores suspensos e a cabeça relaxada. Adotada esta posição, foi realizada a goniometria dos ângulos tibiotársico e coxofemoral, e a mensuração da distância, em centímetros (cm), entre o dedo médio da mão direita e o chão (distância 3º dedo-solo). A incapacidade de alcançar o chão com as mãos e/ou a abertura dos ângulos articulares para valores superiores a 90°, caracterizam o comprometimento da cadeia muscular (PERRET et al., 2001; SANTOS, 2001).

Para mensuração do ângulo coxofemoral, o fulcro do goniômetro foi posicionado no trocânter maior do fêmur, o eixo fixo alinhado com a cabeça da fíbula e o eixo móvel alinhado com a espinha íliaca ântero-superior. Para a avaliação do ângulo tibiotársico, o fulcro do goniômetro foi posicionado sobre o maléolo lateral, e os eixos fixo e móvel foram alinhados com o quinto metatarso e cabeça da fíbula, respectivamente (MARQUES, 2003).

Durante a avaliação postural também foi realizado o Teste de Schöber para verificar a mobilidade do segmento lombar da coluna vertebral. Este teste mede a distância, em centímetros, entre duas marcas cutâneas assinaladas a 10cm das espinhas íliacas póstero-superiores, na posição ortostática e, posteriormente, na posição de máxima flexão anterior do tronco (VIITANEN et al., 1999). A mobilidade do segmento lombar foi classificada como adequada quando a distância apresenta-se em torno de 5cm (CRUZ FILHO, 1980; PITZEN, 1981).

Os resultados referentes às medidas dos ângulos articulares, da distância 3º dedo-solo e do Teste de Schöber foram comparados antes e após o alongamento com a finalidade de verificar os efeitos imediatos da intervenção sobre a flexibilidade muscular.

4.2.3.2- AVALIAÇÃO POSTURAL COMPUTADORIZADA

Como método complementar de avaliação da postura corporal foi realizada também uma avaliação computadorizada por meio do Software para Análise Postural Micromed (versão 3.0), referente a um sistema de captura de imagens que calcula as medidas em ângulos e distâncias a partir dos eixos y e x, com o auxílio de algoritmo (BANKOFF, 2004).

Este sistema constituiu-se de um cabo de conexão com a câmera de vídeo, placa de captura de imagens digitais, placa de aquisição de sinais de vídeo e programa para visualização das fotos em monitor colorido de média resolução (640 x 480 pontos) com opção de SVGA (800 x 600 ou 1024 x 768 pontos) e tela de 14 polegadas.

Para a captura das imagens foi utilizada uma filmadora posicionada a 99cm de altura do chão e a 3,12m de distância do fio de prumo. O fio de prumo, juntamente com a fita de calibração, possibilitou a obtenção de uma mesma referência para as medidas realizadas nas imagens capturadas.

Antes da realização da captura das imagens dos indivíduos, procedeu-se a demarcação com etiquetas auto-adesivas dos seguintes pontos anatômicos do Protocolo Lesefe (Figuras 3 e 4):

Vista dorsal (demarcação bilateral):

1. 3cm projetados inferiormente aos acrômios, em direção às escápulas;
2. Ângulos inferiores das escápulas;
3. Olécranos;
4. Centro das linhas glúteas;
5. Centro das linhas poplíteas;
6. Calcâneos;

Vista lateral direita (demarcação unilateral):

1. 3cm projetado anteriormente ao meato auditivo externo;
2. 3cm projetado lateralmente ao acrômio, em direção ao úmero;
3. Cicatriz umbilical;

4. Epicôndilo lateral do fêmur;
5. Maléolo Lateral.

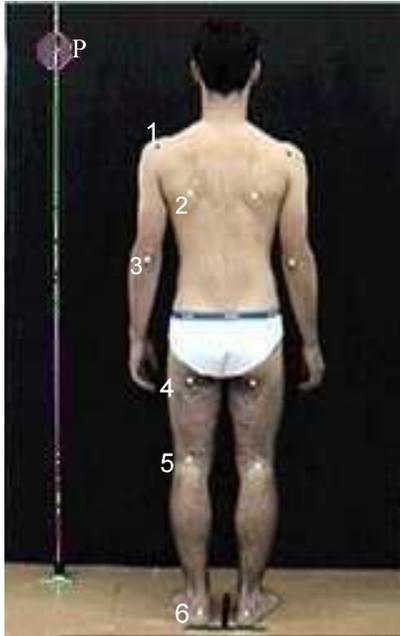


Figura 3: Pontos anatômicos de demarcação da avaliação postural computadorizada na vista dorsal: 1- Acrômio; 2- Ângulo inferior da escápula; 3- Olécranos; 4- Linha glútea; 5- Linha poplíteia; 6- Calcâneo. P: Fio de Prumo.

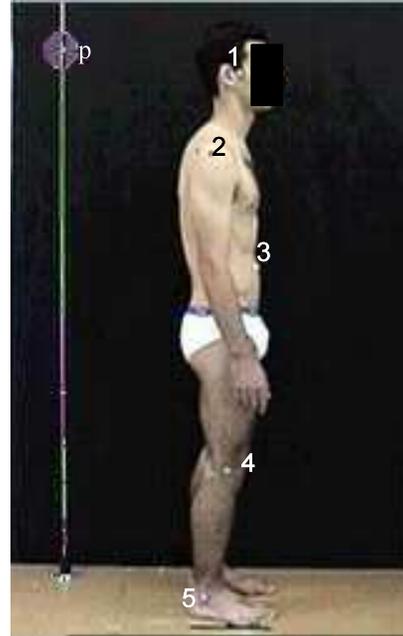


Figura 4: Pontos anatômicos de demarcação da avaliação postural computadorizada na vista lateral direita: 1- Meato auditivo externo; 2- Acrômio; 3- Cicatriz umbilical; 4- Epicôndilo lateral; 5- Maléolo lateral. P: Fio de Prumo.

Estabelecidos os pontos anatômicos, seguiu-se a captura das imagens com os indivíduos posicionados em ortostatismo, os membros superiores junto ao corpo, pés ligeiramente afastados e simetricamente apoiados sobre uma demarcação de referência estimada no solo.

As medidas acromial, escapular, da linha glútea, cervical, dorsal, lombar e sacral foram digitalizadas (Anexo B), e os dados normalizados em relação aos valores de prumo.

Através da avaliação postural computadorizada foi possível mensurar alterações nas curvaturas torácica, lombar e sacral da coluna vertebral, e avaliar eventuais desvios laterais do tronco pela simetria do posicionamento dos acrômios, ângulos inferiores das escápulas e linhas glúteas.

4.2.4- AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E DINAMOMETRIA

Após a realização das avaliações posturais, foi realizada a eletromiografia de superfície do músculo iliocostal lombar, técnica considerada confiável para procedimentos de teste-reteste (PORTNEY, 1993).

Para esta avaliação foi utilizado um eletromiógrafo EMG-800C (EMG System do Brasil[®]), composto de 4 canais, placa de conversão dos sinais analógico/digital de 12 bits de resolução, frequência de amostragem de 2000 Hz, módulo de rejeição comum maior que 100 dB, taxa de ruído do sinal menor que 3 μ V RMS e impedância do sistema de 10⁹ Ohms (Figura 5).

Os canais do eletromiógrafo foram compostos por filtros tipo *Butterworth* com banda de frequência entre 20 (Filtro Passa Alta) e 500 Hz (Filtro Passa Baixa). O ganho do condicionador configurado em 100 vezes, juntamente com o ganho de 20 vezes dos eletrodos ativos, totalizaram ganho de 2000 vezes nos canais de eletromiografia. Um dos canais foi habilitado para uma célula de carga de 200Kgf. O eletromiógrafo foi conectado a uma bateria externa com capacidade de 12V a fim de minimizar as interferências da rede elétrica.

Para a captação do sinal elétrico, foram utilizados eletrodos de superfície bipolares ativos de Ag-AgCl. Os mesmos apresentavam formato circular, com 20mm de diâmetro, e botão de pressão na sua face inferior, para conectarem-se ao eletrodo auto-adesivo (*Kendall*[®]), conforme Figura 6.



Figura 5: Eletromiógrafo EMG-800C (EMG System do Brasil[®]) do Laboratório de Eletromiografia do Departamento de Anatomia da Unicamp

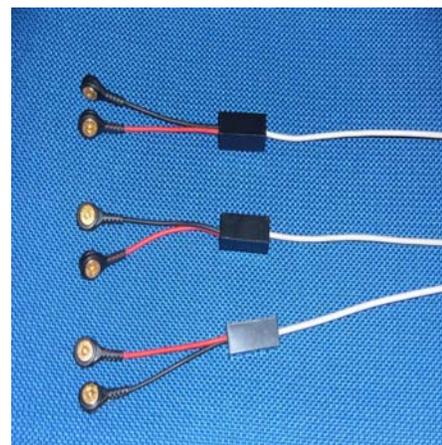


Figura 6: Eletrodos de superfície bipolares ativos de Ag-AgCl, circulares, com 20mm de diâmetro

Os eletrodos de captação foram fixados, bilateralmente, sobre o músculo iliocostal lombar (erector da espinha) ao nível de L2, a cerca de 1cm medial da linha traçada entre a espinha íliaca pósterio-superior e o ponto mais inferior da última costela, estando o indivíduo em decúbito ventral (Figura 7). Eles foram posicionados longitudinalmente em relação às fibras musculares, com uma distância inter-eletrodos de 2,0cm (DE FOA; FORREST; BIEDERMANN, 1989; SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES, 2006).

O eletrodo referência foi untado com gel e fixado ao maléolo lateral direito (ELFVING; DEDERING; NÉMETH, 2003).

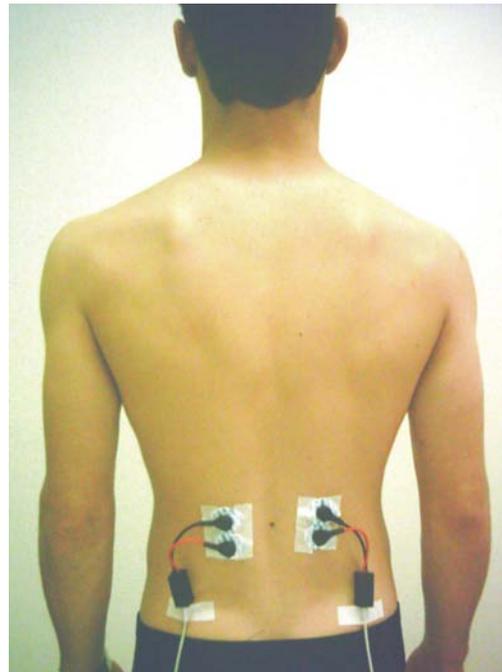


Figura 7: Posicionamento dos eletrodos de captação sobre o músculo iliocostal lombar ao nível de L2.

Previamente à fixação dos eletrodos, as superfícies cutâneas foram limpas com álcool 70%, e esfoliadas com tablete seco-preparador de pele (*Dry Prep Pad, Bio-logic Systems Corp*[®]). Com este procedimento foi possível eliminar resíduos gordurosos e remover células epiteliais mortas, reduzindo a impedância da pele e garantindo melhor qualidade do sinal mioelétrico coletado.

4.2.4.1- AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Os testes da avaliação eletromiográfica consistiram de contrações isométricas dos músculos extensores do tronco em decúbito prono e na posição ortostática. Todas as coletas foram registradas por um período de cinco segundos e, entre cada esforço, foi admitido um repouso de dois minutos.

Primeiramente, foram realizados três registros do esforço máximo de extensão do tronco, com o voluntário posicionado em decúbito ventral. Para a estabilização do indivíduo nesta posição, o mesmo teve suas pernas fixadas à maca com correias e, durante a execução da contração, o movimento foi resistido manualmente pelo examinador ao nível de T4 (KOUMANTAKIS et al., 2001; SILVA JUNIOR et al., 2005). Os valores registrados durante esta prova foram tomados como referência para a normalização dos dados eletromiográficos (LEHMAN, 2002; PALOMARI et al., 2007).

Posteriormente, seguiu-se a realização de provas na posição ortostática. Para tanto, foi utilizada uma plataforma de força onde os indivíduos foram posicionados com o tronco ereto, semiflexão de joelhos de 10° , pés justapostos e membros superiores cruzados a frente do tronco (Figura 8). A resistência ao movimento de extensão do tronco foi oferecida por uma barra almofadada da plataforma, posicionada ao nível da quarta vértebra torácica do voluntário (LARIVIÈRE et al., 2002; SILVA JUNIOR et al., 2005). A este anteparo foi acoplada a célula de carga para leitura do torque realizado durante a contração isométrica dos músculos paravertebrais.



Figura 8: Posicionamento do voluntário na plataforma de força.
CC: célula de carga.

Na plataforma de força, foram realizadas três coletas da extensão máxima do tronco, e o valor médio mensurado foi considerado referência, com base na qual foram calculadas as porcentagens para os esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM (KOUMANTAKIS et al., 2001; LARIVIÈRE et al., 2002; modificado de KRAMER et al., 2005; SILVA JUNIOR et al., 2005; PALOMARI et al., 2007).

Ainda na posição ortostática, foram registradas três provas de 30% da CIVM, e outras três a 60%. A ordem do percentual a ser executado foi escolhida aleatoriamente. Durante estas provas, uma unidade de display foi posicionada a frente do voluntário, para oferecer-lhe *feedback* visual do torque alcançado durante a contração (KOUMANTAKIS et al., 2001; LARIVIÈRE et al., 2002; KRAMER et al., 2005; SILVA JUNIOR et al., 2005; PALOMARI et al., 2007).

Os dados coletados foram analisados com base nos valores de *Root Mean Square* (RMS) referentes à amplitude do sinal eletromiográfico. Os sinais registrados nas provas realizadas em ortostatismo foram computados como percentual da contração isométrica

voluntária máxima adquirida em decúbito prono (normalização dos dados).

4.3- ALONGAMENTO GLOBAL

Após as avaliações posturais, dinamométrica e eletromiográfica, foi realizada uma sessão de alongamento global. Durante a sessão foi praticada uma postura de estiramento ativo que caracteriza um exercício excêntrico de alongamento global (MARQUES; MENDONÇA; COSSERMELLI, 1994; MARQUES, 1996; MOLINA; CAMARGO, 2003; FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS et al., 2005).

A postura foi praticada em pé, com fechamento do ângulo coxofemoral (ângulo coxofemoral próximo a 90°), para alongamento efetivo da cadeia muscular posterior, particularmente, dos músculos paravertebrais, e maior possibilidade de atuação sobre a coluna vertebral e membros inferiores.

Nesta posição os pés foram mantidos unidos, com verticalização do tendão calcâneo, semi-flexão de joelhos entre 15 e 45°, patelas paralelas, flexão da articulação coxofemoral em cerca de 90°, extensão completa da coluna lombo-sacra e torácica, com manutenção da lordose cervical fisiológica. O posicionamento sobre um plano inclinado de 6° permitiu a manutenção da dorsiflexão do tornozelo e o efetivo alongamento dos músculos posteriores da perna. Os membros superiores foram posicionados em extensão, ao longo do tronco, com os ombros levemente abduzidos e rodados externamente, escápulas deprimidas, cotovelos estendidos, antebraços supinados e mãos abertas (Figura 9).



Figura 9: Postura de estiramento ativo em pé e com o ângulo coxofemoral fechado.

A postura foi praticada por um período de cerca de 12 minutos ($\pm 3,02$). Durante a prática do exercício foi solicitado ao voluntário o fechamento do ângulo coxofemoral, a extensão máxima dos joelhos e a manutenção da extensão da coluna vertebral. Ele foi orientado a evitar o bloqueio da respiração em inspiração, procurando exercer a expiração livremente, sem controle da boca ou da laringe, de forma a ampliá-la progressivamente em função do relaxamento dos músculos inspiratórios (suspirar profundamente sem solicitar os músculos expiratórios). O examinador utilizou comandos verbais e contatos manuais para realizar a correção das compensações apresentadas durante o estiramento, especialmente, desvios do alinhamento vertebral e assimetrias entre os hemicorpos (TEODORI et al., 2003). Admitiu-se de um a dois intervalos de repouso, de cerca de dois minutos, quando percebido cansaço físico do voluntário e incapacidade de auto-correção das compensações.

Imediatamente após o exercício, as avaliações posturais, dinamométrica e eletromiográfica foram repetidas para análise dos efeitos imediatos da intervenção.

4.4- ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados referentes às avaliações postural clínica e eletromiográfica, foi aplicado o Teste de Wilcoxon, não-paramétrico, bicaudado, com nível de significância de 0,05.

Os registros da avaliação postural computadorizada foram submetidos à análise não-paramétrica do Teste do Sinal (SPIEGEL, 1993) e, aos resultados da avaliação radiológica, foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney, ambos com nível de significância de 0,05.

Para análise dos referidos testes, foi utilizado o programa SPSS 12.0 for Windows.

Os histogramas que mostram a distribuição de freqüência das amostras constam no Apêndice C.

5- RESULTADOS

Seguem abaixo os resultados referentes às avaliações radiológica, posturais, dinamométrica e eletromiográfica dos voluntários.

5.1- DADOS DA AMOSTRA

As medidas referentes à faixa etária, peso e estatura dos voluntários mostram valores que sugerem uma amostra homogênea (Tabela 1). Foram verificados idade média de 23,13 anos ($\pm 2,19$), peso corporal médio de 60,15Kg ($\pm 4,60$) e estatura média de 1,69m ($\pm 0,08$).

Tabela 1: Faixa etária, peso e estatura dos voluntários homens e mulheres (média e desvio padrão)

Medidas	Homens (n=8)	Mulheres (n=8)
Idade (anos)	22,25 ($\pm 2,12$)	24,00 ($\pm 2,00$)
Peso (Kg)	60,21 ($\pm 4,00$)	60,09 ($\pm 5,42$)
Estatura (m)	1,75 ($\pm 0,05$)	1,64 ($\pm 0,06$)

5.2- AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA

Os dados da avaliação radiológica apontaram hiperlordose lombar em 43,75% dos indivíduos da amostra com retração da cadeia muscular posterior. Destes, 42,85% apresentaram também aumento do ângulo sacral (Apêndice D , Tabelas 11 e 12).

Apesar do valor médio da curvatura lombar das mulheres ter sido maior que dos homens, assim como o valor médio do ângulo sacral, a diferença não foi considerada significativa (Tabela 2). Também não foi significativa a diferença entre os valores médios da escoliose lombar quando comparados homens e mulheres.

Tabela 2: Ângulos da curvatura lombar, inclinação sacral e desvios laterais da coluna lombar da avaliação radiológica de homens e mulheres (média e desvio padrão)

Ângulos	Média e desvio padrão		Valor de p*
	Homens (n=8)	Mulheres (n=8)	
Curvatura lombar (graus)	55,56 (± 6,65)	60,00 (± 5,68)	0,13
Ângulo sacral (graus)	40,69 (± 3,99)	42,88 (± 5,19)	0,44
Escoliose lombar (graus)	3,38 (± 3,61)	5,19 (± 4,23)	0,38

*Nível de significância $p < 0,05$

5.3- AVALIAÇÃO POSTURAL CLÍNICA

Como efeito imediato do alongamento, a avaliação postural clínica apontou melhora na flexibilidade da cadeia muscular posterior, indicada pela redução estatisticamente significativa do ângulo coxofemoral e da diminuição da distância 3º dedo-solo para ambos os sexos.

A tabela 3 mostra que nos homens os valores do ângulo coxofemoral e da distância 3º dedo-solo diminuíram significativamente ($p=0,011$ e $p=0,012$, respectivamente). Apesar de ter sido observada queda nos valores médios do ângulo

tibiotársico, esta alteração não foi considerada significativa. Também não foi significativo o aumento nas medidas do Teste de Schöber após a intervenção.

Tabela 3: Ângulos tibiotársico e coxofemoral, distância 3º dedo-solo e teste de Schöber da avaliação postural clínica dos homens (n=8) pré e pós-intervenção (média e desvio padrão)

Variáveis	Média e desvio padrão		Valor de p
	Pré-intervenção	Pós-intervenção	
Ângulo tibiotársico (graus)	98,00 (± 2,83)	96,63 (± 3,85)	0,102
Ângulo coxofemoral (graus)	116,63 (± 10,66)	110,00 (±9,86)	0,011*
Distância 3º dedo-solo (cm)	21,63 (±11,35)	14,44 (± 11,56)	0,012*
Teste de Schöber (cm)	4,16 (±0,58)	4,28 (± 0,56)	0,102

* Nível de significância $p < 0,05$

A avaliação das mulheres assinalou diminuição dos ângulos tibiotársico e coxofemoral, entretanto, somente no ângulo coxofemoral esta foi considerada estatisticamente significativa ($p = 0,028$). Também foi possível observar redução significativa nos valores da distância 3º dedo-solo ($p = 0,012$) e aumento não significativo no Teste de Schöber (Tabela 4).

Tabela 4: Ângulos tibiotársico e coxofemoral, distância 3º dedo-solo e teste de Schöber da avaliação postural clínica das mulheres (n=8) pré e pós-intervenção (média e desvio padrão)

Variáveis	Média e desvio padrão		Valor de p
	Pré-intervenção	Pós-intervenção	
Ângulo tibiotársico (graus)	100,00 (± 2,24)	98,00 (± 2,69)	0,066
Ângulo coxofemoral (graus)	114,50 (± 10,51)	106,75 (±10,88)	0,028*
Distância 3º dedo-solo (cm)	18,56 (± 7,59)	11,81 (± 8,15)	0,012*
Teste de Schöber (cm)	4,41 (± 0,72)	4,63 (± 0,66)	0,068

* Nível de significância $p < 0,05$

5.4- AVALIAÇÃO POSTURAL COMPUTADORIZADA

A comparação das medidas do acrômio, ângulo inferior da escápula e linha glútea, em homens e mulheres, antes e após o alongamento, revelou que não houve melhora significativa da simetria corporal (redução nos valores) como efeito da intervenção. Em contrapartida, foi observado predomínio da paridade ou do aumento das medidas finais quando comparadas às iniciais (Tabela 5).

Tabela 5: Medidas acromial, escapular e da linha glútea da avaliação postural computadorizada de homens e mulheres (n=16) pré e pós-intervenção.

Variáveis	Melhoria da simetria	Paridade de medidas	Valor de p
Medida acromial	31,25%	25%	0,774
Medida escapular	12,5%	37,50%	0,109
Linha glútea	31,25%	43,75%	1,00

Nível de significância $p < 0,05$

A Tabela 6 mostra que, conforme a região da coluna vertebral, as curvaturas sofreram diferentes alterações. Apesar destas alterações não serem estatisticamente significativas, os resultados sugeriram melhora no posicionamento da cabeça, pela redução sua anteriorização (curvatura cervical), e um rearranjo compensatório nas curvaturas da coluna vertebral com predominância do aumento da curvatura torácica (ou dorsal), associada à diminuição da curvatura lombar e aumento da inclinação sacral.

Tabela 6: Medidas cervical, dorsal, lombar e sacral da avaliação postural computadorizada de homens e mulheres (n=16) pré e pós-intervenção

Variáveis	Redução das curvaturas	Paridade das curvaturas	Valor de p
Curvatura cervical	62,50%	0%	0,454
Curvatura torácica	43,75;%	6,25%	1,00
Curvatura lombar	62,50%	0%	0,454
Inclinação pélvica	31,25%	0%	0,210

Nível de significância $p < 0,05$

5.5- AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

Cabe salientar que os valores dos sinais eletromiográficos dos esforços máximos e sub-máximos (30 e 60% da CIVM), em ortostatismo, apresentados nas Tabelas 7 e 8, foram normalizados em relação aos registros obtidos na prova realizada em decúbito prono.

A Tabela 7 aponta que, na avaliação eletromiográfica dos voluntários do sexo masculino, ocorreu redução significativa no torque dos músculos extensores do tronco ($p = 0,036$). Tanto na contração isométrica voluntária máxima (CIVM), como nos esforços sub-máximos, foi possível observar uma tendência ao aumento dos valores médios do sinal eletromiográfico do músculo iliocostal lombar, entretanto, apenas ao nível de 30% da CIVM foi constatado aumento estatisticamente significativo na atividade elétrica desta musculatura ($p=0,012$).

Conforme Tabela 8, a diminuição dos valores do torque de extensão do tronco, nas mulheres, não foi considerada significativa. Os valores médios de RMS nas contrações máximas e sub-máximas, assim como no sexo masculino, também apontaram o aumento da atividade eletromiográfica, considerado significativo apenas no músculo iliocostal esquerdo a 30% da CIVM ($p=0,012$).

Tabela 7: Valores médios e desvio padrão do torque (kgf) e do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica dos homens (n=8) na CIVM e esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM, pré e pós-intervenção

Variáveis	Média e desvio padrão		Valor de p
	Pré-intervenção	Pós-intervenção	
Carga (Kgf)	83,70 (± 16,43)	76,20 (± 12,14)	0,036*
RMS 30% da CIVM ICLD (u.a.)	32,27 (± 14,00)	41,74 (± 30,77)	0,263
RMS 30% da CIVM ICLE (u.a.)	26,09 (± 5,35)	38,37 (± 9,47)	0,012*
RMS 60% da CIVM ICLD (u.a.)	60,19 (± 28,78)	75,57 (± 62,83)	0,327
RMS 60% da CIVM ICLE (u.a.)	57,23 (± 12,19)	66,09 (± 26,10)	0,401
RMS CIVM ICLD (u.a.)	95,04 (± 41,47)	115,82 (± 94,87)	0,484
RMS CIVM ICLE (u.a.)	89,59 (± 26,87)	100,24 (± 33,72)	0,327

*Nível de significância $p < 0,05$

RMS – *Root Mean Square*

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

ICLD – Músculo iliocostal lombar direito

ICLE – Músculo iliocostal lombar esquerdo

Tabela 8: Valores médios e desvio padrão do torque (Kgf) e do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica das mulheres (n=8) na CIVM e esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM, pré e pós-intervenção

Variáveis	Média e desvio padrão		Valor de p
	Pré-intervenção	Pós-intervenção	
Carga (Kgf)	57,66 (± 24,12)	51,32 (± 18,32)	0,093
RMS 30% da CIVM ICLD (u.a.)	33,57 (± 17,02)	38,96 (± 20,84)	0,401
RMS 30% da CIVM ICLE (u.a.)	30,38 (± 14,59)	40,59 (± 14,75)	0,012*
RMS 60% da CIVM ICLD (u.a.)	50,03 (± 19,85)	59,68 (± 34,89)	0,575
RMS 60% da CIVM ICLE (u.a.)	65,42 (± 34,39)	68,76 (± 21,86)	0,484
RMS CIVM ICLD (u.a.)	90,57 (± 34,59)	91,35 (± 52,85)	0,575
RMS CIVM ICLE (u.a.)	103,04 (± 36,51)	100,89 (± 31,65)	0,484

* Nível de significância $p < 0,05$

RMS – *Root Mean Square*

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

ICLD – Músculo iliocostal lombar direito

ICLE – Músculo iliocostal lombar esquerdo

6- DISCUSSÃO

Com base nos conhecimentos obtidos na literatura, foram levantadas algumas hipóteses a cerca dos efeitos imediatos do alongamento global: (1) ganho de flexibilidade da cadeia muscular posterior, (2) aumento da mobilidade da coluna vertebral, (3) aumento do torque do grupo muscular paravertebral associado a (4) redução na ativação desta musculatura e (5) melhora do alinhamento postural do grupo experimental.

As avaliações realizadas após o protocolo experimental comprovaram ganho significativo de flexibilidade muscular confirmando os resultados verificados em trabalhos anteriores. As demais hipóteses não foram estatisticamente comprovadas, ou apresentaram-se diferente do previsto, sugerindo novos esclarecimentos a respeito da relação entre o comprimento e a tensão muscular.

Para maior clareza da discussão dos resultados obtidos no presente trabalho, segue-se a explanação de cada uma das variáveis estudadas.

6.1- DADOS RADIOLÓGICOS E RETRAÇÃO MUSCULAR

No presente trabalho foi verificado aumento da lordose lombar em apenas 43,75% dos indivíduos da amostra (Apêndice D, Tabelas 11 e 12). Destes, 42,85% apresentaram também aumento do ângulo sacral, reforçando a relação proposta por Bienfait (1995) de que o aumento do ângulo sacral evidencia a horizontalização do sacro e a anteversão pélvica, que podem condicionar a hiperlordose lombar.

A avaliação radiológica dos voluntários indicou também valores médios de curvatura lombar e ângulo sacral maiores nas mulheres, quando comparadas aos homens (Tabela 2). Embora a diferença não tenha sido estatisticamente significante, esta observação sugeriu uma curvatura lombar mais acentuada, e maior inclinação pélvica, nas mulheres, fato que está de acordo com os achados de Youdas et al.

(2000) e que pode ser justificado por características fisiológicas e anatômicas próprias do sexo feminino (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998).

Como não foi verificada hiperlordose lombar em todos os voluntários, apesar da totalidade da amostra apresentar retração da cadeia muscular posterior, e, supostamente, dos músculos paravertebrais, nossos resultados não suportam a hipótese de que o aumento das curvaturas vertebrais, ou a sua retificação, caracteriza um desvio postural frequentemente associado à retração dos músculos paravertebrais (MARQUES, 2005). Os dados corroboram com os achados de Youdas et al. (1996), os quais também não encontraram relação significativa entre o comprimento da musculatura dorsal e a lordose lombar, e apontaram, por outro lado, significância entre a curvatura lombar da coluna vertebral e o comprimento muscular abdominal. Talvez esta disparidade de conjecturas possa ser justificada pela própria globalidade que compreende a postura corporal. Torna-se difícil afirmar, portanto, que a hiperlordose lombar seja causada somente por encurtamento de músculos paravertebrais, ou fraqueza da musculatura abdominal, já que outros músculos, como o iliopsoas e o diafragma, podem estar envolvidos e influenciar a adoção desta postura.

Com base nos resultados apresentados, foi possível concluir que a avaliação radiológica não se mostrou satisfatória para complementar o diagnóstico da retração da musculatura paravertebral. Assim sendo, admitiu-se que a alteração do comprimento desta musculatura, após o programa de alongamento, seria investigado com base no teste de flexibilidade da cadeia muscular da qual faz parte e no teste de Schöber, que avaliou o ganho de mobilidade do segmento lombar da coluna vertebral e, presumivelmente, o alongamento da musculatura adjacente.

6.2- ALONGAMENTO E FLEXIBILIDADE MUSCULAR

Como efeito imediato do alongamento global, a avaliação postural clínica apontou melhora na flexibilidade da cadeia muscular posterior, indicada pela redução

estatisticamente significativa do ângulo coxofemoral e diminuição da distância 3º dedo-solo em ambos os sexos.

A queda nos valores do ângulo tibiotársico e o aumento nos valores do Teste de Schöber, apesar de não significativos, também sugeriram melhora da flexibilidade muscular e da mobilidade de segmento lombar da coluna vertebral no grupo experimental. Segundo Perret et al. (2001), o aumento nas medidas do Teste de Schöber, após um programa de reabilitação, pode ser atribuído ao aumento simultâneo da amplitude de movimento (ADM) da flexão lombar e pélvica como efeito do tratamento.

Mediante tais considerações podemos, portanto, admitir que os resultados encontrados após o estiramento global indicam que houve aumento da mobilidade da coluna lombar e melhora da flexibilidade muscular. Estes resultados estão concordes com trabalhos prévios envolvendo programas variados de alongamento muscular e que avaliaram seus efeitos agudos e crônicos (Kokkonen; Nelson; Cornwell, 1998; Fowles; Sale; Mac Dougall, 2000; Guirro et al., 2001; Rosário, 2003; Cunha, 2004; Fernández-de-Peñas et al., 2005).

Kokkonen; Nelson; Cornwell (1998) descreveram ganho significativo de flexibilidade na flexão e extensão do joelho, logo após exercícios passivos e ativos de alongamento estático para os músculos flexores e extensores da perna. O programa de alongamento constou de cinco exercícios que foram praticados durante quinze segundos, e repetido seis vezes, com intervalos de quinze segundo entre as repetições, totalizando, em média, vinte minutos de intervenção.

Fowles; Sale; Mac Dougall (2000) também verificaram aumento imediato e significativo na amplitude da dorsiflexão do tornozelo, ao término do protocolo de trinta minutos de alongamento estático passivo do músculo sóleo.

Contrariando os trabalhos anteriores, referentes aos efeitos agudos do alongamento, os resultados de Cramer et al. (2007) revelaram que não houve mudança estatisticamente significativa na ADM de extensão da perna imediatamente após um programa de alongamento de quatro exercícios para os músculos extensores da perna, praticados durante trinta segundos por quatro vezes. Entre cada repetição, foi admitido

um repouso de vinte segundos, totalizando um programa de exercício de aproximadamente quinze minutos.

Reportando-nos aos efeitos crônicos obtidos em programas de alongamento mais prolongados, podemos citar o trabalho de Guirro et al. (2001) que comprovaram diminuição em 23% da retração dos músculos posteriores da coxa após a prática de quinze minutos de alongamento, três vezes por semana, num período de cinco semanas.

Posteriormente, Rosário (2003) constatou ganho estatisticamente significativo da amplitude de movimento da perna, em grupos experimentais submetidos ao alongamento global e segmentar dos músculos isquiotibiais, durante um período de oito semanas. Segundo o autor, ambas as técnicas mostraram-se eficazes no ganho de ADM e flexibilidade quando comparadas ao grupo controle (não alongado).

Efeitos análogos foram observados por Cunha (2004) que verificou ganho de flexibilidade, alívio da dor e melhora na qualidade de vida dos indivíduos com cervicalgia, após duas sessões semanais de terapia manual associada a alongamentos segmentares e globais, realizadas por uma hora, durante seis semanas, em ambos os protocolos experimentais.

Fernández-de-las-Peñas et al. (2005) comprovaram melhora no Teste de Schöber após exercícios de alongamentos praticados semanalmente por uma hora, durante quatro meses, em indivíduos com espondilite anquilosante. A intervenção constou de exercícios de expansibilidade torácica, mobilização e flexibilidade da coluna vertebral, e posturas de estiramento do método de Reeducação Postural Global.

Baseados nas inferências de Shrier e Gossal (2000), e Rosário; Marques; Maluf (2004), referentes ao ganho de flexibilidade e ADM, acreditamos que os resultados obtidos possam ser atribuídos ao aumento da tolerância ao exercício e à redução do estresse viscoelástico do tecido muscular que favoreceram a sua deformação plástica. De acordo com Mchugh et al. (1992), o alongamento estático de quarenta e cinco segundos foi suficiente para resultar no relaxamento instantâneo do estresse viscoelástico de 18-20%. Sendo assim, a prática da postura de estiramento por cerca de 12 minutos, conforme metodologia adotada no presente trabalho, foi suficiente para a produção do efeito de relaxamento viscoelástico.

Acreditamos também que um programa de alongamento global com um número maior de sessões poderia propiciar um maior ganho de flexibilidade e ADM, pois envolveria mais tempo para as adaptações do tecido muscular às tensões oferecidas, estimulando a regeneração das subseqüentes microlesões e a síntese de novas proteínas contráteis.

6.3- ALONGAMENTO E POSTURA CORPORAL

A comparação das medidas do acrômio, ângulo inferior da escápula e linha glútea realizadas nas avaliações posturais computadorizadas, antes e após a intervenção, revelou que não houve melhora significativa da simetria corporal no grupo experimental. O predomínio da redução da anteriorização da cabeça, com aumento da curvatura torácica, diminuição da curvatura lombar e aumento da inclinação sacral, caracterizaram alterações que, apesar de não significativas, sugeriram um rearranjo compensatório nas curvaturas da coluna vertebral.

Os resultados indicaram que a postura corporal dos indivíduos submetidos ao alongamento, de alguma forma, respondeu aos estímulos da intervenção, mas as alterações não foram suficientemente relevantes para obter significância estatística e opuseram-se aos achados de outros autores que comprovaram melhora do alinhamento postural como efeito do estiramento muscular, envolvendo, porém, programas de alongamento de várias semanas.

Marques (1996) constatou diminuição na curva escoliótica em 10°, redução de 0,7mm no alinhamento das cristas ilíacas e desaparecimento da sintomatologia dolorosa do grupo experimental, após dezesseis sessões de alongamento global, com duração de uma hora cada sessão.

Redução das curvas escolióticas, eliminação das queixas dolorosas e melhora da flexibilidade muscular também foram comprovadas por Molina e Camargo (2003), após o alongamento global com posturas de contração isotônica excêntrica, praticadas por cerca de sessenta minutos, durante dez a vinte e quatro sessões semanais.

Rosário (2003) verificou ganho no alinhamento postural de grupos experimentais submetidos ao alongamento global e segmentar dos músculos isquiotibiais, durante um período de oito semanas. Ambas as técnicas foram eficazes no ganho de ADM e flexibilidade, quando comparadas ao grupo controle (não alongado), no entanto, o alongamento global foi superior ao segmentar, no que se refere à melhora da simetria postural.

Melhora no alinhamento postural do membro inferior de indivíduos com Síndrome Femoropatelar também foi constatada por Sacco et al. (2006) como efeito de um programa de alongamento segmentar para os músculos extensores da perna, constando de vinte e cinco sessões, realizadas ao longo de cinco semanas. Os resultados revelaram redução do valgismo de joelho e tornozelo, decréscimo na ocorrência de rotação do joelho e melhora do posicionamento do arco longitudinal do pé do grupo experimental.

De acordo com Souchard (1996), a duração do programa de alongamento influencia de modo relevante os efeitos da intervenção, uma vez que, o tempo é um fator importante na fluagem e na redução do tônus muscular. Para o autor, os efeitos obtidos em programas prolongados e repetitivos seriam mais permanentes, pois o alongamento residual persistente é diretamente proporcional ao tempo de aplicação da força e, conseqüentemente, quanto maior o tempo, maior a quantidade de alongamento obtido.

Mediante tais considerações, julgamos provável que a não comprovação de melhora no alinhamento postural da nosso grupo amostral se deva ao fato que os voluntários foram submetidos a apenas uma única sessão de alongamento, diferindo dos trabalhos citados nos quais as intervenções variaram de cinco a vinte e quatro semanas.

6.4- ALONGAMENTO, DINANOMETRIA E ELETROMIOGRAFIA

A dinamometria dos voluntários do sexo masculino revelou redução estatisticamente significativa no torque da extensão do tronco dos músculos paravertebrais ($p= 0,036$). Nas mulheres, observou-se também diminuição dos valores do torque muscular, mas esta não foi considerada significativa.

Na avaliação eletromiográfica foi observada uma tendência, em ambos os sexos, de aumento nos valores de RMS do músculo iliocostal lombar, tanto na CIVM, quanto nos esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM. Entretanto, esta alteração foi estatisticamente significativa somente no esforço de 30% da CIVM do músculo iliocostal esquerdo, em homens ($p=0,012$) e mulheres ($p=0,012$).

A amplitude do sinal eletromiográfico, registrado durante a contração máxima e esforço sub-máximo de 60% da CIVM, apresentou-se de forma instável, devido à dificuldade dos voluntários em manter o mesmo nível de força durante todo o período de coleta. Entretanto, a 30% da CIVM foi possível observar maior facilidade em controlar o nível de esforço da contração ao longo do teste, que apresentou registros mais estáveis, o que, provavelmente, possibilitou verificar significância na alteração sofrida após a intervenção.

Apesar de não ter sido realizada a análise da frequência do sinal eletromiográfico para avaliar fadiga muscular, as alterações sofridas nos valores de RMS sugerem que a redução no torque dos músculos paravertebrais tenha ocorrido como sinal de fadiga da musculatura, a qual permaneceu em contração excêntrica durante toda a prática da postura, para manutenção do posicionamento do tronco. O aumento da amplitude do sinal eletromiográfico do músculo iliocostal lombar justificaria, por sua vez, uma tentativa de compensação da perda da força muscular. Esta teoria estaria de acordo com as menções de Enoka e Stuart (1992), de que situações de fadiga podem causar deficiência da ativação central, somada a efeitos metabólicos locais, que levam a redução da força muscular.

Segundo Portney (1999), à medida que o músculo começa a entrar em fadiga é, tipicamente, observada uma elevação na amplitude da EMG. Na tentativa de

manutenção do nível de tensão no músculo, unidades motoras disparam em velocidades crescentes, a fim de compensar a queda da força de contração das fibras fadigadas. Subsequentemente, quando supostamente todo o “*pool*” de unidades motoras foi recrutado, a força declina e o EMG permanece constante. Esta resposta indica que está ocorrendo fadiga muscular, mas que o número máximo de unidades motoras ainda está ativo. Contudo, à medida que tem continuidade a contração, os elementos contráteis no músculo começam a falhar e, simultaneamente, o EMG começa a declinar.

O autor também salientou a relação existente entre as características da fadiga eletromiográfica e a predominância do tipo de fibra do músculo, esclarecendo que os músculos tônicos, compostos, predominantemente, de fibras Tipo I, como o músculo iliocostal lombar, são mais resistentes à fadiga e demonstram apenas pequenos incrementos na atividade do EMG, como observado no presente trabalho.

Além de uma provável fadiga muscular, podemos inferir também que o alongamento global favoreceu o relaxamento do estresse viscoelástico e, por conseguinte, modificou o comprimento da unidade musculotendínea, prejudicando a produção da força pelo músculo. Cabe lembrar que existe um comprimento ideal para a produção de força máxima pelo sarcômero, próximo a 2 μ m, e que acima ou abaixo desta dimensão a força ativa gerada pelo músculo diminui (BARROSO; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2005, BANKOFF, 2007).

No que concerne, exclusivamente, à resposta dinamométrica, o resultado verificado (**redução do torque muscular**) está de acordo com Kokkonen; Nelson; Cornwell (1998) que descreveram diminuição da força voluntária máxima da flexão e extensão do joelho, logo após alongamentos estáticos, passivos e ativos, dos músculos isquiotibiais e quadríceps femoral, praticados por cerca de vinte minutos. Os autores atribuíram o decréscimo na força à redução da rigidez da unidade musculotendínea e ao, concomitante, aumento no comprimento desta unidade. A alteração na rigidez musculotendínea estaria relacionada às respostas dos proprioceptores articulares e musculares ao alongamento sustentado. O órgão tendinoso de Golgi respondia ao alongamento com produção de uma inibição reflexa do músculo que está sendo alongado e de seus sinergistas (inibição autogênica). De

modo similar, nociceptores localizados nos músculos, tendões e cápsula articular poderiam também inibir a transmissão neural responsável pela ativação muscular. Assim sendo, a inibição autogênica seria a suposta causa da diminuição do número de unidades motoras disponíveis, limitando, desse modo, a produção de força.

Posteriormente, Nelson et al. (2001) avaliaram o torque isométrico da extensão voluntária máxima do joelho, nos ângulos articulares de 90, 108, 126, 144 e 162 graus, antes e após o alongamento estático passivo do músculo quadríceps, executado por trinta segundos. Também foi verificado que o torque medido após o exercício, no ângulo articular de 162°, foi significativamente menor que aquele mensurado antes da intervenção. Este resultado reforçou a hipótese dos autores de que a redução na força voluntária máxima ocorreu devido ao alongamento do tendão muscular que, conseqüentemente, colocou o sarcômero em uma posição diferente da ideal para a produção da força máxima.

Contraditoriamente, Teodori et al. (2003) comprovaram que o alongamento da musculatura inspiratória, após uma única sessão de vinte minutos de estiramento global, promoveu aumento significativo de 15,8% na pressão máxima gerada pela respectiva musculatura. Sendo a pressão máxima, o *index* da sua força, pôde-se afirmar que este valor refletiu a porcentagem do aumento da força contrátil dos músculos alongados. Neste estudo, também foi observada melhora da força da musculatura expiratória após o alongamento, com aumento de 17% na pressão expiratória máxima. Como os músculos expiratórios foram constantemente solicitados durante a prática do exercício, o incremento da sua performance foi considerado resultado da melhora na habilidade de coordenar a ação deste grupo muscular (aprendizado motor) e da facilitação desta ação pela musculatura antagonista. Esta conclusão estaria embasada nos preceitos de Souhard (1986), segundo o qual, o alongamento muscular ativo, realizado por meio da ação excêntrica, permite a facilitação do grupo muscular antagonista ao grupo alongado em razão do reflexo miotático inverso desencadeado pelo órgão tendinoso de Golgi.

No que diz respeito, especificamente, às alterações na ativação elétrica dos músculos submetidos ao alongamento as respostas parecem ser ainda mais conflitantes e dependentes não somente do grupo muscular estudado, mas também do tipo de ação

desempenhada por ele. O **aumento da ativação muscular**, verificado no presente trabalho, corrobora com os achados de Sacco et al. (2006) que avaliaram as alterações no padrão da atividade elétrica dos músculos vastos medial e lateral, após um programa de alongamento do músculo quadríceps femoral, de cinco semanas, exercitado por indivíduos saudáveis e portadores de Síndrome Femoropatelar. Foi verificado acréscimo da atividade eletromiográfica de ambos os músculos no exercício concêntrico como efeito crônico da intervenção. Em contrapartida, no exercício excêntrico, foi observada redução do sinal elétrico do músculo vasto medial, resposta considerada positiva, especialmente para o grupo experimental com disfunção, por representar menor ativação das unidades motoras, sugerindo maior eficiência e coordenação muscular, menor consumo de energia e menor estresse sobre a articulação do joelho.

Com relação aos trabalhos que associaram a avaliação eletromiográfica e a dinamometria para verificar os efeitos dos programas de alongamento, nossos resultados (**redução do torque com aumento da ativação muscular**) reforçam os achados de Behm; Button; Butt (2001) que realizaram medidas da força de contração isométrica máxima, atividade eletromiográfica dos músculos quadríceps e isquiotibiais, força tetânica e inativação do músculo quadríceps, minutos após o seu alongamento estático passivo, por vinte minutos. Neste estudo também foram verificados perda de força na CIVM do músculo quadríceps e aumento da sua atividade eletromiográfica. Segundo os autores, a falta de alteração na força de tetania sugeriu que o decréscimo na força de contração induzido pelo alongamento ocorreu mais, especificamente, devido à inativação muscular que por mudanças na sua elasticidade.

Estes resultados contrariaram os encontrados, previamente, por Fowles; Sale; Mac Dougall (2000) que verificaram diminuição significativa na força da CIVM do músculo sóleo imediatamente (em 28%), cinco (21%), quinze (13%), trinta (12%), quarenta e cinco (10%) e sessenta minutos (9%) após o alongamento estático passivo. No entanto, a perda de 25% da força voluntária máxima induzida pela prática de trinta minutos de alongamento muscular, foi atribuída à redução na ativação do músculo, indicada pela queda do sinal eletromiográfico imediatamente e cinco minutos após a intervenção, divergindo, inclusive, dos resultados referentes à EMG encontrados no presente trabalho. O prejuízo na força da contração máxima foi relacionado a mudanças na relação entre a

tensão, o comprimento e a deformidade plástica do tecido conectivo. Segundo os autores, o aumento do comprimento do músculo produziu um decréscimo no torque muscular passivo (força), pelo reposicionamento do músculo em um ponto diferente na curva do torque passivo. O alongamento da unidade musculotendínea foi facilitado pelo relaxamento do estresse viscoelástico ou “creep” tecidual. A tensão mantida sobre o tecido muscular teria causado a reorientação das suas estruturas conectivas de suporte para um arranjo mais ordenado (paralelo), que proporcionaria o alongamento do músculo. Os autores salientaram que o aumento do comprimento muscular pode alterar o fino equilíbrio das propriedades musculares e da cinemática articular que se combinam, mutuamente, para produzir um dado nível de força em um determinado ângulo articular.

Cramer et al. (2007) também verificaram decréscimo na ativação do músculo reto femoral e na força da extensão isocinética concêntrica voluntária máxima da perna induzido pelo alongamento estático do músculo quadríceps, praticado por quinze minutos, contrariando os resultados relativos à atividade mioelétrica observados no atual trabalho. Os autores atribuíram o déficit de força induzido pelo alongamento a (1) fatores mecânicos, como o decréscimo na resistência musculotendínea, que poderia afetar a relação comprimento-tensão do músculo e a velocidade de condução nos sacômeros encurtados (aumentando a velocidade de condução nos sarcômeros), e (2) a fatores neurais, como o decréscimo no *pool* de excitabilidade do neurônio motor que poderia gerar redução na ativação periférica do músculo, decréscimo na ativação da unidade motora, redução na frequência de disparo e alteração na sensibilidade reflexa.

Respostas díspares, quanto ao torque e ativação mioelétrica, foram observadas por Guirro et al. (2001) que avaliaram como o alongamento estático segmentar dos músculos isquiotibiais, praticado durante cinco semanas, poderia alterar a função muscular. Seus resultados demonstraram aumento da força e da atividade eletromiográfica na CIVM, atribuído à melhora do recrutamento muscular e da relação comprimento-tensão conseqüente do ganho de flexibilidade.

Mediante os resultados abordados, acreditamos que um programa de alongamento com um número maior de sessões, como o realizado por Guirro et al. (2001) e Sacco et al. (2006), causaria, como efeitos o aumento da força muscular e redução da ativação mioelétrica, caracterizando maior vantagem mecânica da

musculatura paravertebral. Tais efeitos seriam proporcionados pela síntese de novos sarcômeros e adaptação do músculo a um comprimento ótimo para produção de força máxima. Esta hipótese estaria de acordo com ROSÁRIO (2003), segundo o qual, o aumento da flexibilidade em longo prazo, ao contrário do efeito agudo de redução da força voluntária máxima, aumentaria a vantagem mecânica muscular possibilitando um melhor rendimento funcional, por otimização do uso da energia potencial elástica.

6.5- CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os questionamentos levantados no presente trabalho, referentes aos efeitos imediatos do alongamento global, somaram conhecimentos a respeito da relação entre flexibilidade, força e ativação muscular. Estes aspectos vieram a confirmar ou contestar resultados anteriores acerca destas variáveis apresentando, portanto, relevância para áreas da saúde que trabalham com regimes terapêuticos ou programas de treinamento físico que têm a função muscular e a postura corporal como objetivos de estudo.

A presente pesquisa possibilitou também estudar a ação muscular sob o princípio das cadeias musculares evidenciando a idéia de globalidade corporal. A avaliação de funções musculares isoladas, em atividades específicas, constitui um conhecimento já consolidado, entretanto, estudar os músculos trabalhando em cadeias, coordenados entre si e com outras estruturas, caracteriza uma visão contemporânea de globalidade corporal que acreditamos representar de maneira mais fidedigna a funcionalidade muscular.

O atual estudo constituiu ainda uma tentativa de avaliação objetiva dos efeitos do alongamento global, contribuindo para o embasamento de um método cinesioterápico que tem apresentado resultados clínicos positivos na correção dos desvios posturais, aumento da flexibilidade e alívio de dor, mas que se encontra carente de comprovação científica.

No entanto, podemos considerar nosso estudo pioneiro no registro da atividade eletromiográfica e resposta dinamométrica induzidos pelo alongamento global, uma vez

que, não foram localizados trabalhos anteriores que tivessem desenvolvido o mesmo protocolo experimental. Tal fato dificultou a comparação e a interpretação conclusiva de alguns resultados, e revelou algumas limitações metodológicas apontadas como sugestões para pesquisas posteriores.

Julgamos relevante que em trabalhos futuros fosse realizada a análise da frequência do sinal eletromiográfico para acrescer as informações oferecidas por meio da EMG acerca da função muscular. Para investigar os efeitos do alongamento global ao longo da cadeia muscular, seria útil registrar a atividade eletromiográfica de outros músculos constituintes da cadeia posterior, como os isquiotibiais e o tríceps sural. Informações adicionais sobre a flexibilidade dos segmentos torácico e lombar da coluna vertebral, e dos músculos paravertebrais, também poderiam vir a ser averiguadas, com a mensuração dos ângulos da coluna torácica e lombar em fotografias digitais.

Estudos adicionais revelam-se necessários para avaliar o efeito de um programa de alongamento global envolvendo um número maior de sessões, o que, provavelmente, levaria a resultados mais significativos acerca das variáveis estudadas. Sugere-se também avaliar os resultados desta intervenção em grupos experimentais portadores de enfermidades musculoesqueléticas, o que poderia evidenciar seus efeitos terapêuticos e favorecer o seu embasamento como método de reabilitação.

7- CONCLUSÕES

Mediante as condições experimentais do presente trabalho, foi possível constatar que:

1. A atividade elétrica do músculo iliocostal lombar aumentou, bilateralmente, durante o movimento de extensão contra-resistido do tronco, nos esforços máximos e sub-máximos, em ortostatismo, com significância estatística ao nível de 30% da CIVM, em homens e mulheres;
2. Houve redução do torque dos músculos paravertebrais, na extensão isométrica do tronco, com alteração estatisticamente significativa no sexo masculino;
3. Ocorreu melhora da flexibilidade da cadeia muscular posterior comprovada pela redução significativa do ângulo coxofemoral e da distância 3º dedo-solo, em ambos os sexos;
4. O aumento nos valores do Teste de Schöber não configurou alteração significativa na mobilidade da coluna lombar;
5. Não foi significativa a diminuição da anteriorização da cabeça e da curvatura lombar, assim como o aumento da curvatura torácica e da inclinação sacral, observados nos indivíduos da amostra;
6. Não foi verificada melhora significativa na simetria corporal em homens e mulheres.

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724**: informação e documentação: trabalhos acadêmicos: apresentação. Rio de Janeiro, 2005.

BANKOFF, A. D. P. **Morfologia e cinesiologia**: aplicada ao movimento humano. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

BANKOFF, A. D. P.; MORAES, A. C. Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar durante os movimentos de flexão e extensão do tronco na posição sentada. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 6, n. 2, p. 47- 53, 2001.

BANKOFF, A. D. P.; MORAES, A. C.; SALVE, M. G. C.; LOPES, M. B. S.; FERRAREZI, M. P. S. Electromyographical study of the iliocostalis lumborum, longissimus thoracis and spinalis thoracis muscles in various positions and movements. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 40, p. 345- 349, 2000.

BANKOFF, P. C. **Estudo da postura corporal e aspectos nutricionais em escolares do ensino fundamental da rede pública**. Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, 2004.

BARROSO, R.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. v. 13, n. 2, p. 111-122, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their function revealed by electromyography**. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BEHM, D. G.; BUTTON, D. C.; BUTT, J. C. Factors affecting force loss with prolonged stretching. **Can. J. Appl. Physiol.**, v. 26, n. 3, p. 261-272, June 2001.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos**: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico. Tradução: Angela Santos. São Paulo: Summus, 1995.

BORESTEIN, D. G. Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain. **Current Opinion in Rheumatology**, v. 13, n. 2, p. 128-134, Mar. 2001.

COIMBRA, R.; OLIVEIRA, L. Compressão intradiscal em L5/S1 no exercício de agachamento. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 3, n. 4, p. 27-34, 1998.

CONDON, S. M.; HUTTON, R. S. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. **Physical Therapy**, v. 67, n. 1, p. 135-163, 1987.

CRAMER, J. T.; BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; MASSEY, L. L.; MAREK, S. M.; DANGLEMEIER, S.; PURKAYASTHA, S.; CULBERTSON, J. Y.; FITZ, K. A.; EGAN, A. D. Acute effects of static stretching on characteristic of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. **Journal of sports sciences**, v. 25, n. 6, p. 687-698, apr. 2007.

CRUZ FILHO, A. **Clínica Reumatológica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1980.

CUNHA, A. C. V. **Reeducação postural global e alongamento segmentar no tratamento da cervicalgia crônica: um estudo comparativo**. Dissertação de Mestrado apresentada a Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2004.

DE DEYNE, P. G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Physical Therapy**, v. 81, n. 2, 2001.

DE FOA, J. L.; FORREST, W.; BIEDERMANN, H-J. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. **J. Anat.**, v. 163, p. 243-247, 1989.

ELFVING, B; DEDERING, A; NÉMETH, G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble – electromyography and health-related factors. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 619–630, 2003.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J. Appl. Physiol.** v. 72, p. 1631-1648, 1992.

FAGANELLO, F. R.; NAVEGA, M. T.; DRIUSSO, P.; GRANITO, R. N.; RENNÓ, A. C. M. Influência das deformidades posturais na função respiratória de indivíduos osteoporóticos. **Fisioterapia e Movimento**, Curitiba, v. 16, n. 1. p. 35-39, jan/mar. 2003.

FAIRWEATHER, M. M.; SIDAWAY, B. Ideokinetic imagery as a postural development technique. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 64, n. 4, p. 385-392, 1993.

FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C.; ALONSO-BLANCO, C.; MORALES-CABEZAS, M.; MIANGOLARRA-PAGE, J. C. Two exercise interventions for the management of patients with ankylosing spondylitis. **Am. J. Med. Rehabil.**, v. 84, n. 6, p. 407-419, 2005.

FERREIRA, E. A. G. **Postura e controle postural**: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2006.

FOWLES, J. R.; SALE, D. G.; MAC DOUGALL, J. D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **J. Appl. Physiol.**, v. 89, p. 1179-1188, 2000.

GRANATA, K. P.; WILSON, S. E. Trunk posture and spinal stability. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 650-659, 2001.

GRAY, H. **Anatomia de Gray**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GUIRRO, R. SERRÃO, F. V.; MAGDALON, E. C.; MARDEGAN, F. B. Alterações do sinal mioelétrico decorrentes do alongamento muscular. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Granada. **Anais...** Porto Alegre, 2001. p. 245-250.

HARRISON, D. E.; HARRISON, D. D.; CAILLIET, R.; JANIK, T. J.; HOLLAND, B. Radiographic analysis of lumbar lordosis. **Spine**, v. 26, n. 11, p. E235-E242, 2001.

JENSEN, C. R.; SCHULTZ, G. W. **Applied kinesiology and biomechanics**. New York: McGraw-Hill, 1983. 416 p.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. Rio de Janeiro: Editorial Médica Panamericana, 2000.

KELLER, T. S.; COLLOCA, C. J. Mechanical force spinal manipulation increases trunks muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 23, n. 9, p. 585-595, 2000.

KENDALL, F. P. MC CREARY, K. E.; PROVENCE, P. G. **Músculos: provas e funções**. São Paulo: Manole, 1995.

KISNER, C; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos**. São Paulo: Manole, 1987.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. São Paulo: Panamed 1983, 463 p.

. **Enfermidades da coluna vertebral: uma visão clínica e fisioterápica**. São Paulo: Robe, 2003.

KOKKONEN, J.; NELSON, A. G.; CORNWELL, A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. **Research Quaterly for Exercise and Sport**, v. 69, n. 4, p. 411-415, 1998.

KOUMANTAKIS, G. A.; ARNALL, F.; COOPER, R. G.; OLDHAM, J.A. Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 263-266, 2001.

KRAMER, M.; EBERT, V.; KINZL, L.; DEHNER, C.; ELBEL, M.; HARTWIG, E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 68, p. 31-36, jan. 2005.

LARIVIÈRE, C; ARSENAULT, B; GRAVEL, D; GAGNON, D; LOISEL, P; VADEBONCOEUR, R. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 83, p. 1206-1213, September 2002.

LARIVIÈRE, C; GAGNON, D; LOISEL, P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-

extension and lateral bending tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 2, p. 79-91, 2000.

LATARJET, M.; LIARD, A. R. **Anatomia humana**. São Paulo: Panamericana, 1993.

LEHMAN, G. Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, p. 293-299, june 2002.

LEHMAN, G. J.; VERNON, H.; MC GILL, S. M. Effects of a mechanical pain stimulus on erector spinae activity before and after a spinal manipulation in patients with back pain: a preliminary investigation. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 24, n. 6, p. 402-406, 2001.

LEHMKUHL, L. D; SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. Tradução: Flora Maria Gomide Vezzà. São Paulo: Manole, 1989.

LEONI, F. C. **Estudo teórico dos aspectos posturais e da plasticidade muscular frente ao alongamento**. Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, 1996.

MAC-THIONG, J.; BERTHONNAUD, E; DIMAR, J. R.; BETZ, R. R.; LABELLE, H. Sagittal Alignment of the spine and pelvis during growth. **Spine**, v. 29, n. 15, p. 1642-1647, 2004.

MANNION, A. F. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, p. 363-377, 1999.

MARQUES, A. P. **Cadeias musculares**: um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global. São Paulo: Manole, 2005.

. Escoliose tratada com Reeducação Postural Global. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v. 3, n. ½, p. 65-68. jan/dez. 1996.

. **Manual de goniometria**. São Paulo: Manole, 2003.

MARQUES, A. P.; MENDONÇA, L. L. F.; COSSERMELLI, W. Alongamento muscular em pacientes com fibromialgia a partir de um trabalho de reeducação postural global (RPG). **Rev. Bras. Reumatol.**, v. 34, n. 5, p. 232-234, 1994.

MCHUGH, M. P.; MAGNUSSON, S. P.; GLEIM, G. W.; NICHOLAS, J. A. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 24, p. 1375- 1382, dec. 1992.

MÈZIÈRE, F. **Revolução na ginástica ortopédica.** [S. l.]: [s. n.], 1949.

MOCHIZUKI, L; AMADIO, A. C. As funções do controle postural durante a postura ereta. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo.** v. 10, n. 1, p. 7-15, jan/jun. 2003.

MOLINA, A. I.; CAMARGO, O. P. O tratamento da criança com escoliose por alongamento muscular. **Fisioterapia Brasil**, v. 4, n. 5, p. 369-372, set/out. 2003.

NELSON, A. G.; ALLEN, J. D.; CORNWELL, A.; KOKKONEN, J. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 72, n. 1, p. 68-70, 2001.

OLIVER, J; MIDDLEDITCH, A. **Anatomia funcional da coluna lombar.** Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

PALOMARI, E. T.; CAMARGO, L. C.; OLIVEIRA, C. A.; GUERRA, F. D.; PIRES, I. L. S.; POLITTI, F. Reprodutibilidade intradia da avaliação eletromiográfica do músculo iliocostal lombar em indivíduos saudáveis. **Perspectivas Médicas.** Aceito para publicação em Ago. de 2007 (Prelo).

PERRET, C.; POIRAUDEAU, S.; FERMANIAN, J.; COLAU, M. M. L.; BENHAMOU, M. A. M.; REVEL, M. Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 82, p. 1566-1570, 2001.

PINTO, R. R.; GUERINO, C. S.; CONSOLIN, D. B.; CUNHA, A. C. V. Relação entre a lordose lombar e o desempenho da musculatura abdominal em alunos de fisioterapia. **Acta Fisiátrica**, v. 7, n. 3, p. 95-98, 2000.

PITZEN, P. **Manual de ortopedia**. São Paulo: Atheneu, 1981.

PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade da condução nervosa. In: **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. São Paulo: Manole, p. 183-223, 1993.

RADEBOLD, A.; CHOLEWICKI, J.; POLZHOFFER, G. K.; GREENE, H. S. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. **Spine**, v. 26, n. 7, p. 724-730, 2001.

ROSÁRIO, J. L. P. **Reeducação Postural Global e alongamento segmentar: um estudo comparativo**. Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2003.

ROSÁRIO, J. L. R.; MARQUES, A. P.; MALUF, A. S. Aspectos clínicos do alongamento: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 8, n. 1, p. 83-88, 2004.

SACCO, I. C. N.; KONNO, G. K.; ROJAS, G. B.; ARNONE, A. C.; PÁSSARO, A. C.; MARQUES, A. P.; CABRAL, C. M. N. Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, p. 167-174, 2006.

SALVINI, T. F. Plasticidade e adaptação postural dos músculos esqueléticos. In: MARQUES, A. P. **Cadeias musculares: um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global**. São Paulo: Manole, 2005.

SANTOS, A. **Diagnóstico postural global: um guia prático**. São Paulo: Summus, 2001.

SHRIER, I.; GOSSAL, K. Myths and truths of stretching. **Physician and sports medicine**, v. 28, n. 8, p. 57-62, 2000.

SILVA JÚNIOR, R. A.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D.; LARIVIÈRE, C.; OLIVEIRA JUNIOR, E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 86, p. 722-729, 2005.

SOUCHARD, P. E. **Ginástica postural global**. São Paulo: Martins Fonte, 1985.

. **O stretching global ativo**: a reeducação postural global a serviço do esporte. Tradução: Sônia Pardellas. São Paulo: Manole, 1996.

. **Reeducação postural global**: um método do campo fechado. Tradução: Maria Ângela dos Santos. São Paulo: Icone, 1986.

SPIEGEL, M. R. **Estatística**. 3 ed. São Paulo: Makron Books, 1993.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES. **Recommendations for sensor localtions in trunk or (lower) back muscles**. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 18 maio 2006.

TEODORI, R. M.; MORENO, M. A.; FIORE JUNIOR, J. F.; OLIVEIRA, A. C. S. Alongamento da musculatura inspiratória por intermédio da Reeducação Postural Global (RPG). **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 7, n. 1, p. 25-30, 2003.

VIITANEN, J. V.; KOKKO M-L.; HEIKKILÄ, S.; KAUTIAINEN, H. Assessment of thoracolumbar rotation in ankylosing spondylitis: a simple tape method. **Clinical Rheumatology**, v. 18, p. 152-157, 1999.

YODAS, J. W.; GARRET, T. R.; HARMSEN, S.; SAUMAN, V. J.; CAREY, J. R. Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. **Physical Therapy**, v. 80, n. 3, p. 261-275, 2000.

. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. **Physical Therapy**, v. 76, p. 1066-1081, 1996.

ZEDKA, M.; KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Electromyographic response of the trunk muscles to postural perturbation in sitting subjects, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, p. 3-10, 1998.

APÊNDICES

APÊNDICE A - CONSENTIMENTO FORMAL DOS VOLUNTÁRIOS QUE PARTICIPARÃO DA PESQUISA: “EFEITOS IMEDIATOS DO ALONGAMENTO GLOBAL NA RETRAÇÃO DA CADEIA MUSCULAR POSTERIOR - RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA, DINAMOMETRIA E AVALIAÇÃO POSTURAL”.

RESPONSÁVEL PELO PROJETO: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora) e Lilian Calili Camargo (Pós-Graduanda em Biologia Molecular e Estrutural, nível Mestrado, área de concentração - Anatomia)

Eu, _____, _____ anos
de _____ idade, RG: _____, residente à Rua _____ e/ou
Av: _____, _____ Cidade

_____, voluntariamente concordo em participar da pesquisa acima mencionada.

É de meu conhecimento que esta pesquisa será desenvolvida em caráter de pesquisa científica e tem por objetivo avaliar a atividade do músculo eretor da espinha (músculos do dorso), em indivíduos com aumento da lordose (curvatura) lombar, através do método eletromiográfico.

Estou ciente que esse método de diagnóstico se caracteriza pela utilização de eletrodos auto-adesivos que serão fixados sobre a pele da região lombar, não se tratando de nenhum método invasivo. Esses eletrodos serão ligados a um computador através de um fio e não oferecem nenhum tipo de risco para minha pele e não me causarão dor, choque, ou qualquer outro tipo de sensação desconfortável. Antes da fixação dos eletrodos a minha pele deverá ser limpa com álcool e esfoliada.

Também estou informado que, além da realização desse exame, serei submetido à execução de um programa de alongamento, onde terei que ficar com traje de banho (biquíni ou sunga) para que o pesquisador possa corrigir a minha postura durante os exercícios e concordo que essa situação não irá me causar nenhum tipo de constrangimento. É do meu conhecimento que serão solicitadas radiografias da coluna lombo-sacral e retiradas fotos dos participantes para a realização da avaliação postural.

Sei que, mesmo assinando esse termo de compromisso, e tendo total conhecimento dos procedimentos que deverão ser realizados, poderei, a qualquer momento, deixar de participar da pesquisa, sem que isso possa causar-me qualquer tipo de prejuízo ou aborrecimento.

Estou ciente ainda de que, as informações obtidas durante as avaliações, serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, desde que a minha privacidade seja sempre resguardada.

Contudo, informo que li e entendi todas as informações precedentes, sendo que eu e os responsáveis pela pesquisa já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes desta, onde as dúvidas futuras que possam vir a ocorrer poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a realização dos exames.

Comprometo-me, na medida das minhas possibilidades, participar dessa pesquisa, visando além do benefício do diagnóstico, colaborar para um bom desempenho do trabalho científico dos responsáveis por essa pesquisa.

Campinas, de de 2005.

Voluntário

Mestranda: Lilian Calili Camargo
Dep. de Anatomia – UNICAMP
Fone: (19) 3253 - 4616

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari
Dep. de Anatomia – UNICAMP
Fone: (19) 3521– 6101

Comitê de Ética em Pesquisa
Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP
Fone: (19) 3521-8936

APÊNDICE B - FICHA DE ANAMNESE**Dados Pessoais:**

Nome: _____ Sujeito: _____
Data de Nascimento: _____ Idade: _____ Sexo: _____
Nacionalidade: _____ Naturalidade: _____
Estado Civil: _____ Escolaridade: _____
Endereço: _____
Cidade: _____ Telefone: _____ Celular: _____
Profissão: _____ Empresa: _____ Tel: _____

Problemas de saúde (diabetes, pressão alta, problemas na tireóide, outros):

Uso de medicamentos (remédios de controle, antidepressivos, entorpecentes, outros):

Sintomatologia na lombar (período, intensidade, freqüência):

Diagnóstico de disfunção lombar (exame, data):

Prática de atividade física (período, freqüência):

Classificação:

Dominância Corporal :

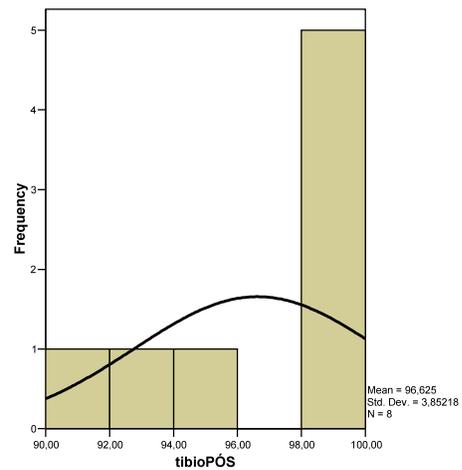
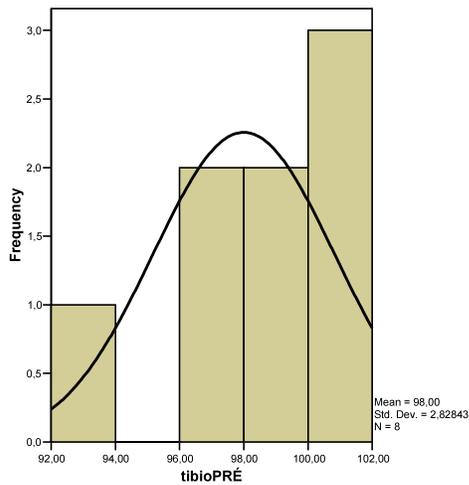
Peso:

Altura:

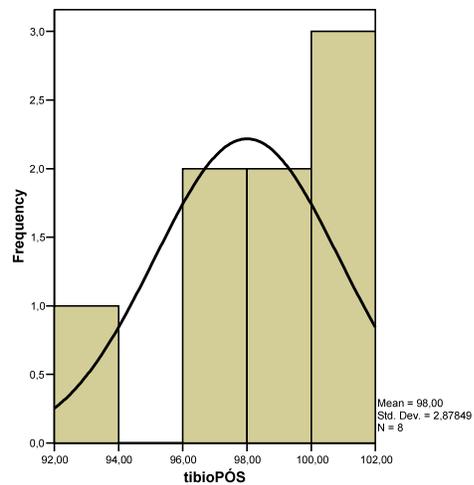
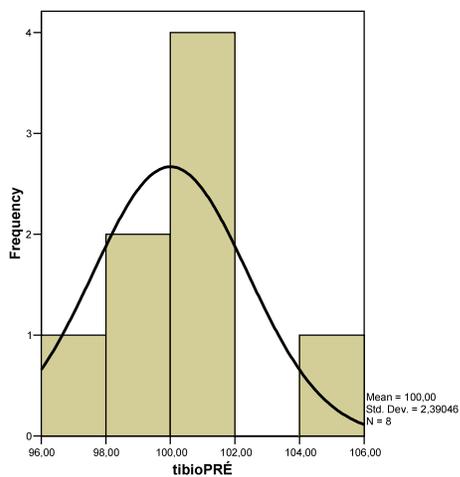
APÊNDICE C - HISTOGRAMAS DA DISTRIBUIÇÃO DA AMOSTRA

Avaliação Postural Clínica

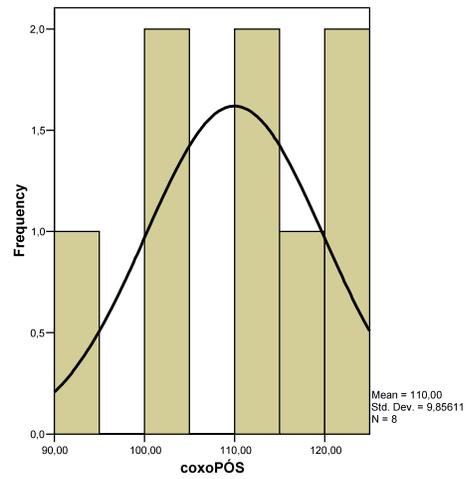
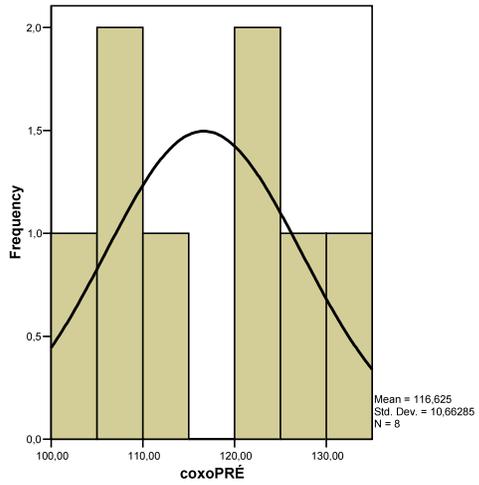
- Ângulo tibiotársico dos homens



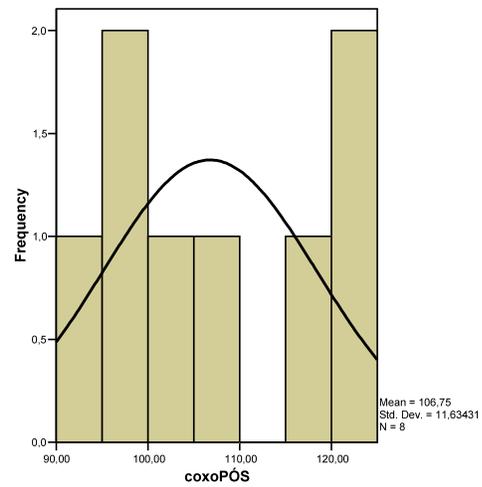
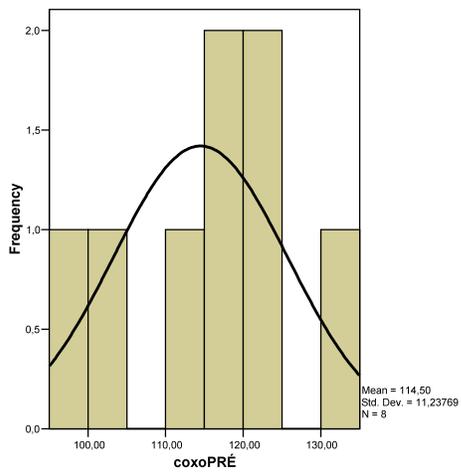
- Ângulo tibiotársico das mulheres



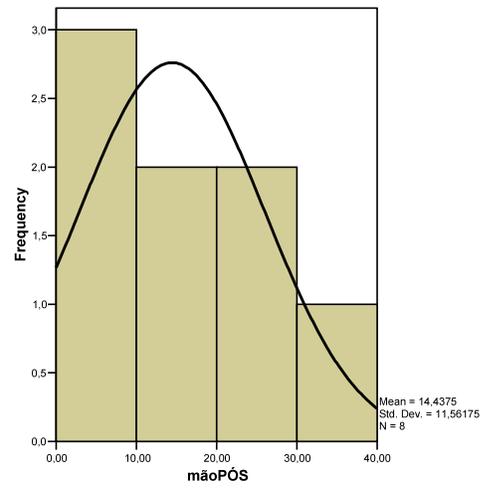
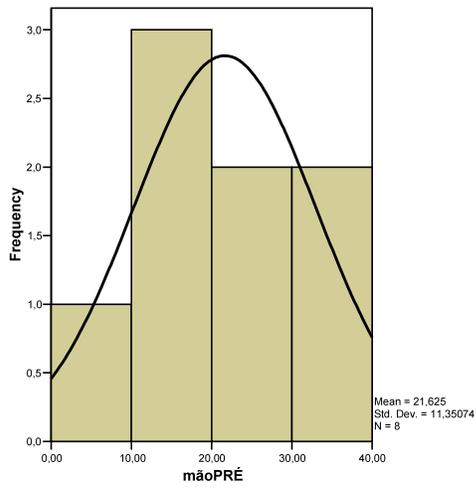
- Ângulo coxofemoral dos homens



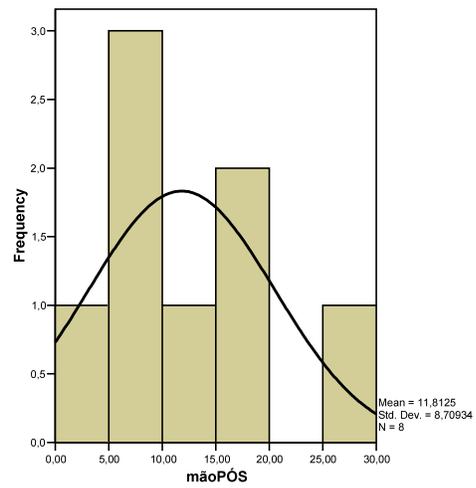
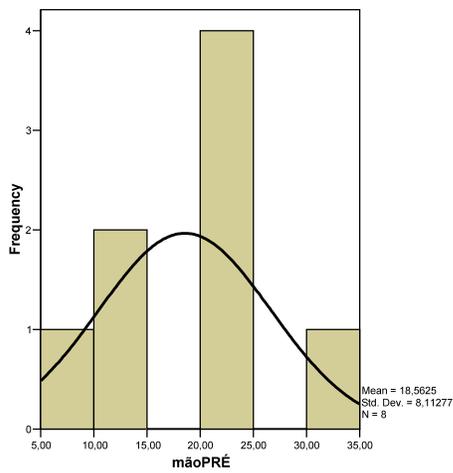
- Ângulo coxofemoral das mulheres



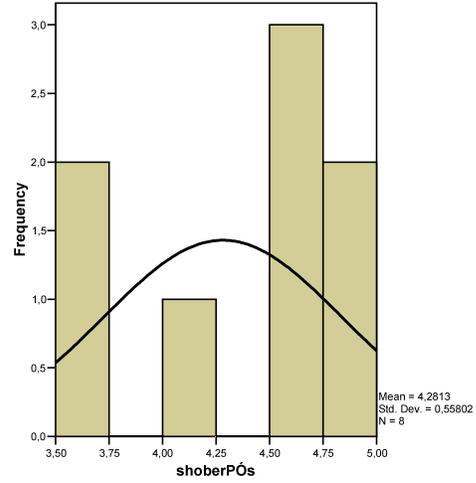
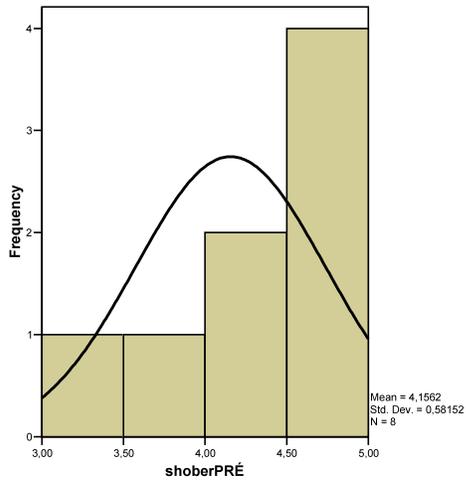
- Distância 3º dedo-solo dos homens



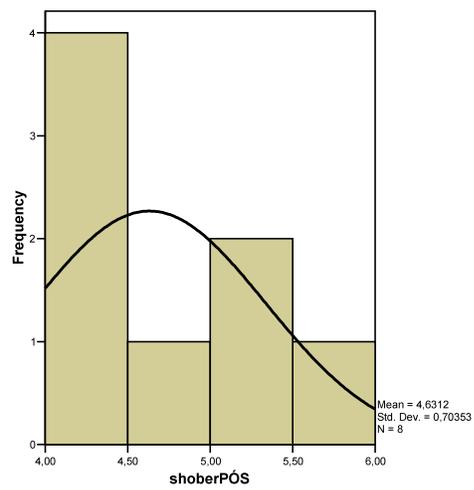
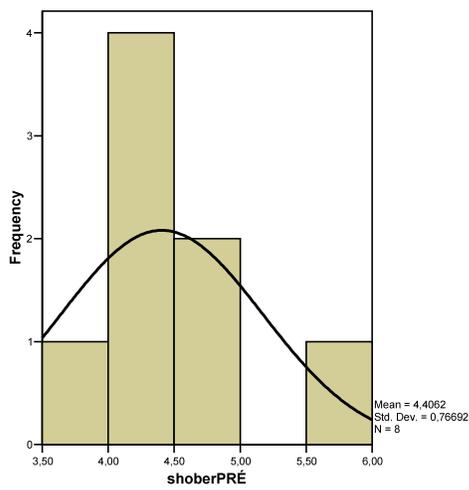
- Distância 3º dedo-solo das mulheres



- Teste de Schöber dos homens

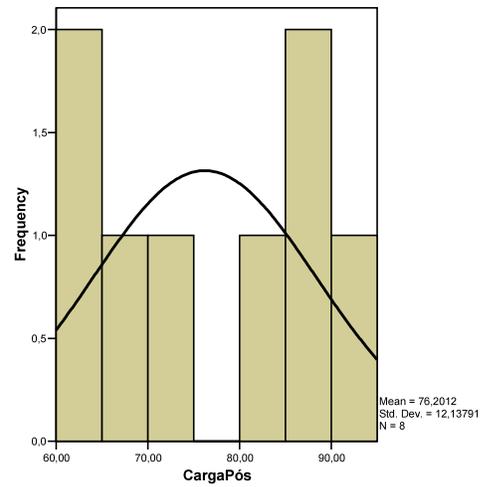
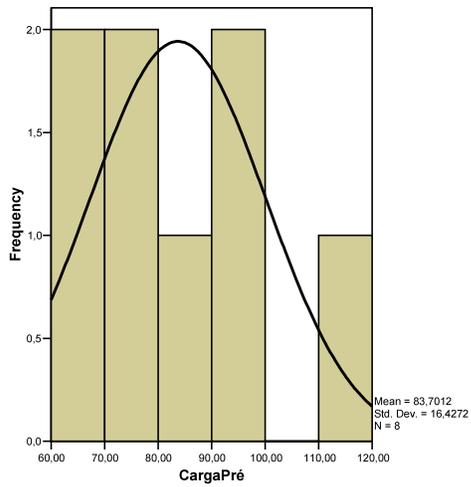


- Teste de Schöber das mulheres

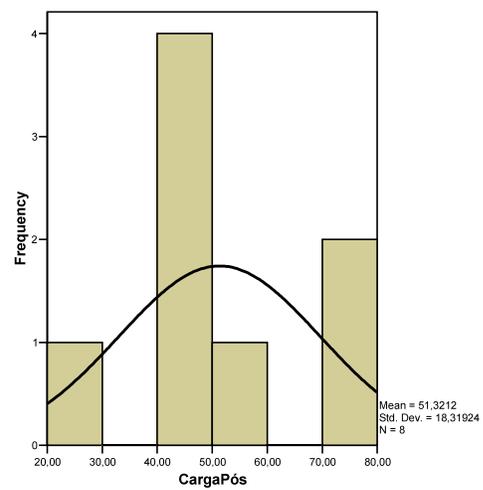
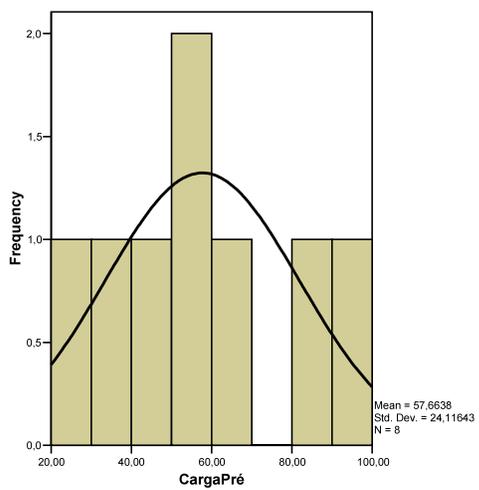


Avaliação Eletromiográfica

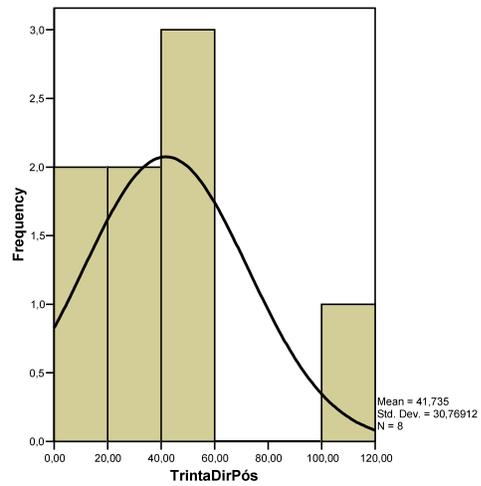
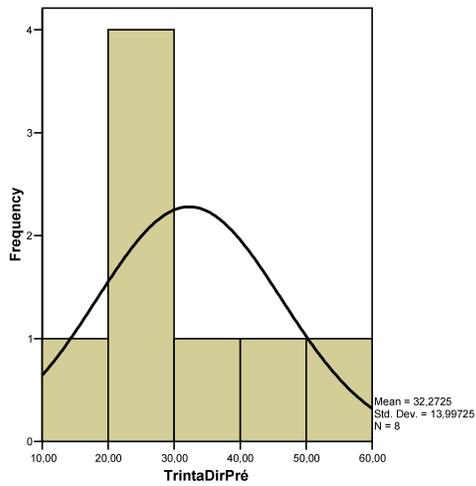
- Carga dos homens



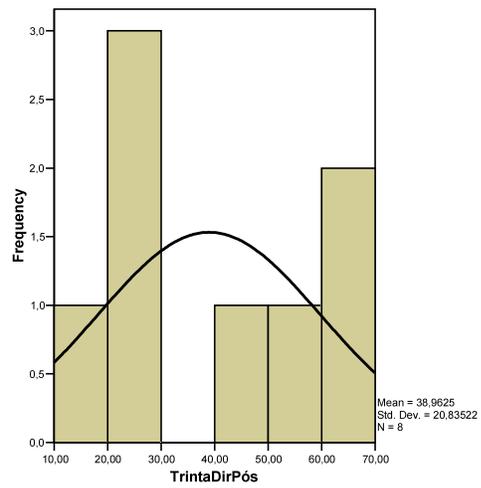
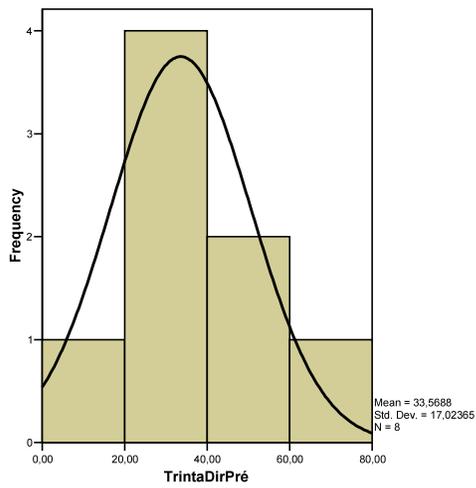
- Carga das mulheres



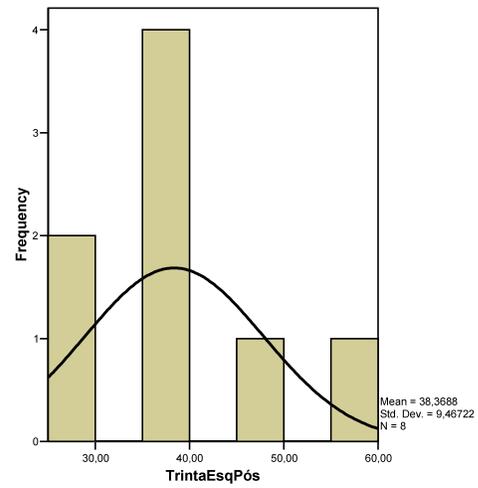
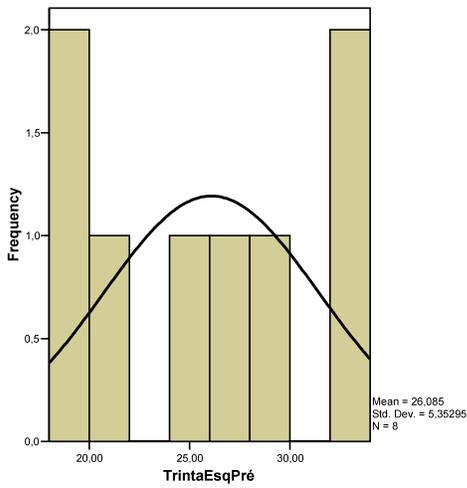
- RMS do esforço de 30% da CIVM no músculo iliocostal direito dos homens



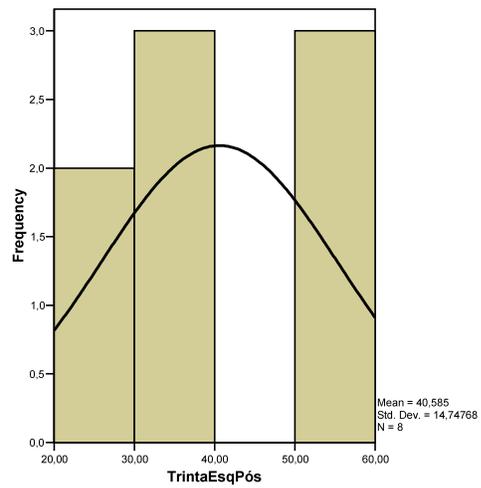
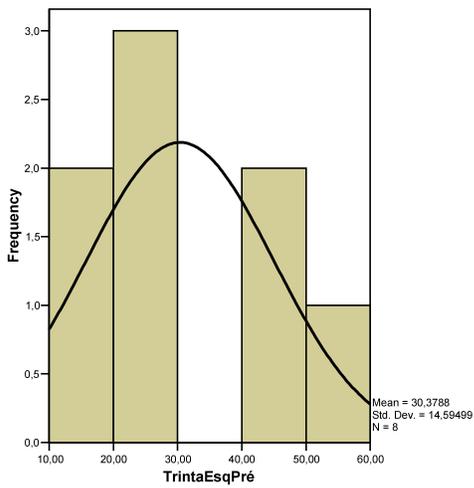
- RMS do esforço de 30% da CIVM no músculo iliocostal direito das mulheres



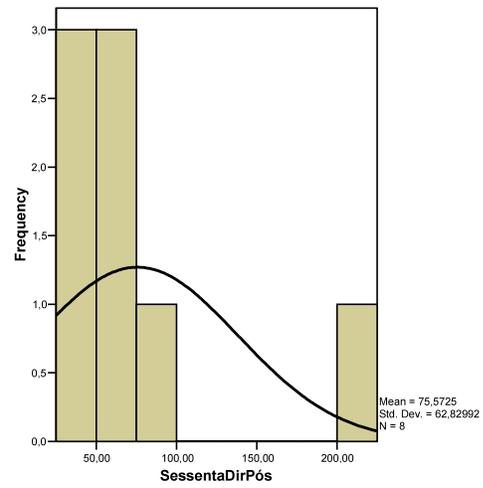
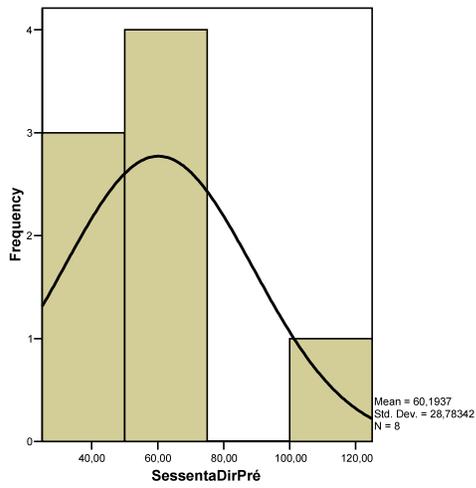
- RMS do esforço de 30% da CIVM no músculo iliocostal esquerdo dos homens



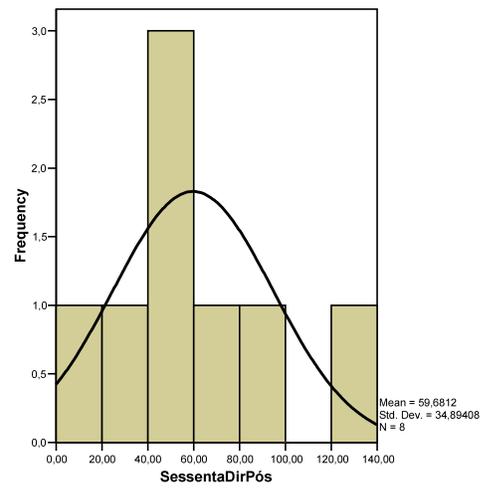
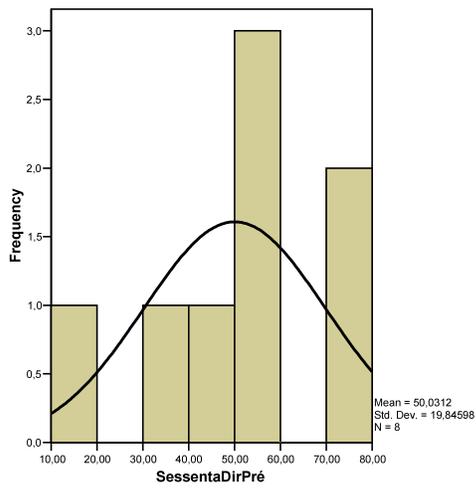
- RMS do esforço de 30% da CIVM no músculo iliocostal esquerdo das mulheres



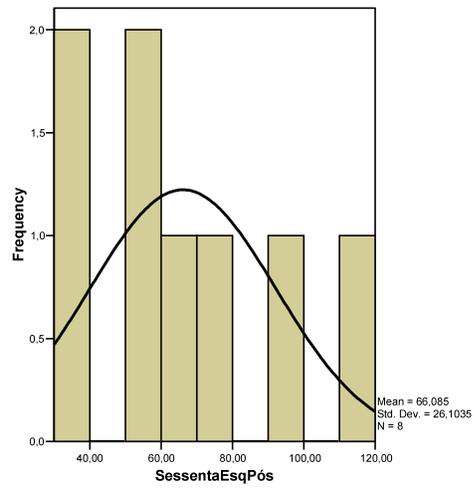
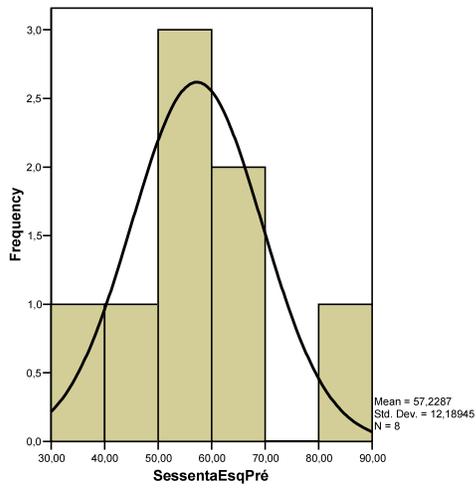
- RMS do esforço de 60% da CIVM no músculo iliocostal direito dos homens



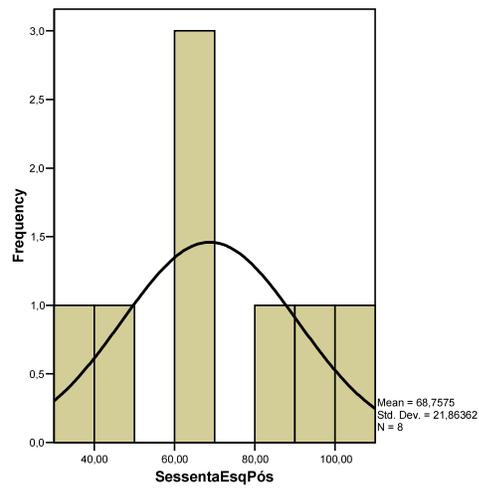
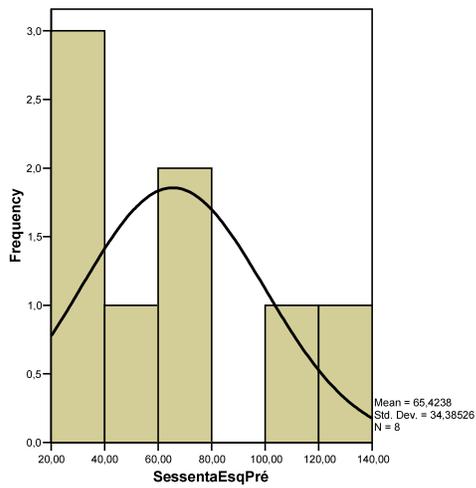
- RMS do esforço de 60% da CIVM no músculo iliocostal direito das mulheres



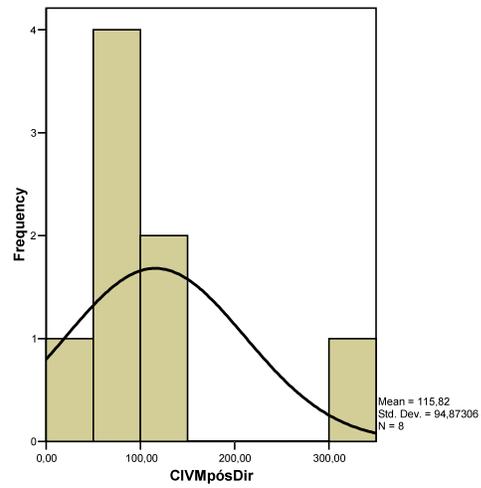
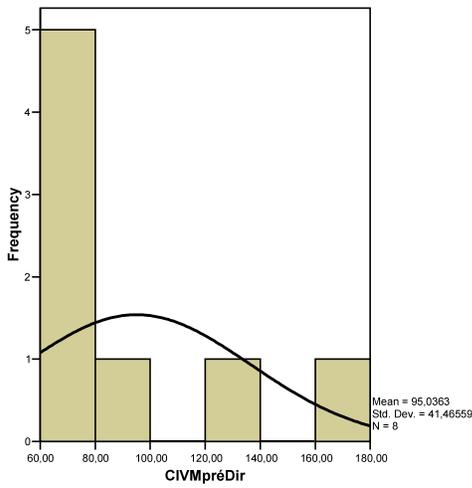
- RMS do esforço de 60% da CIVM no músculo iliocostal esquerdo dos homens



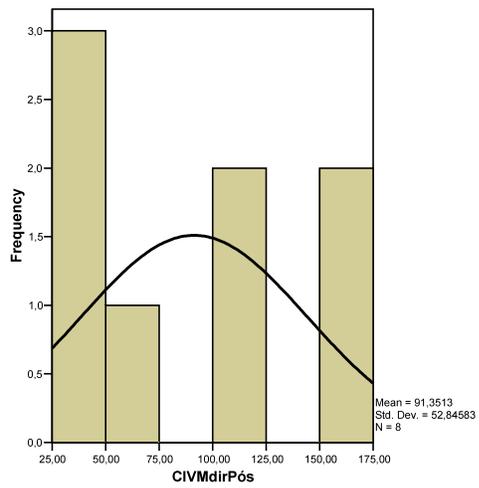
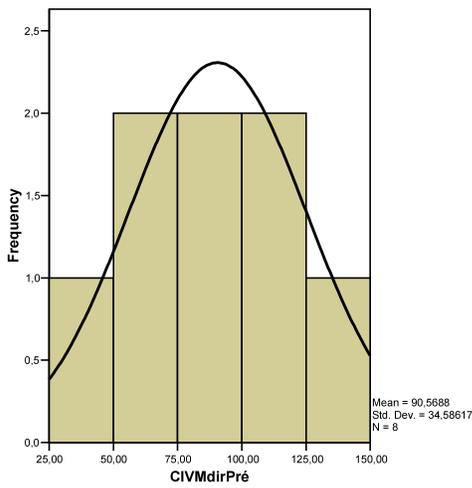
- RMS do esforço de 60% da CIVM no músculo iliocostal esquerdo das mulheres



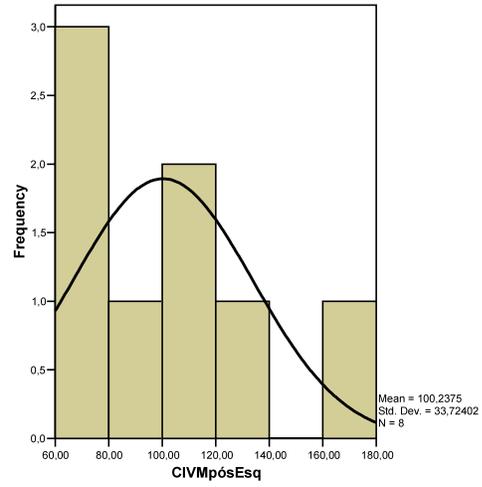
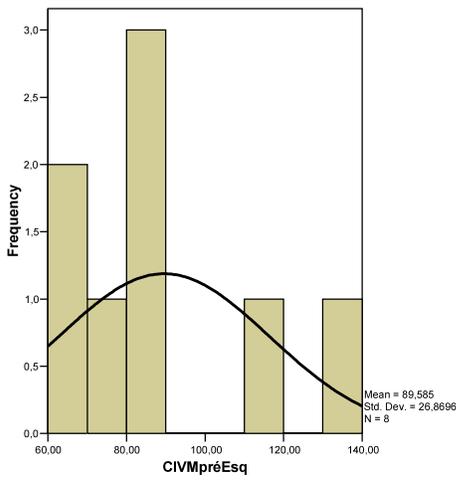
- RMS da CIVM no músculo iliocostal direito dos homens



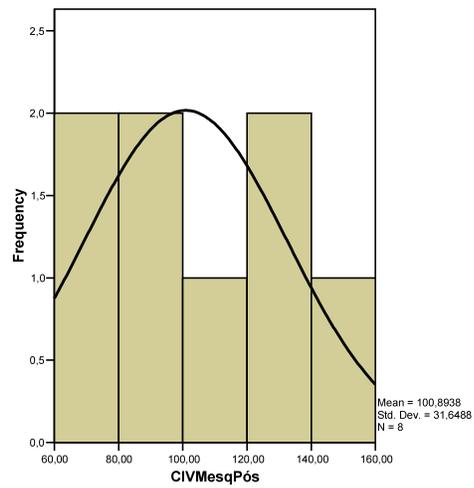
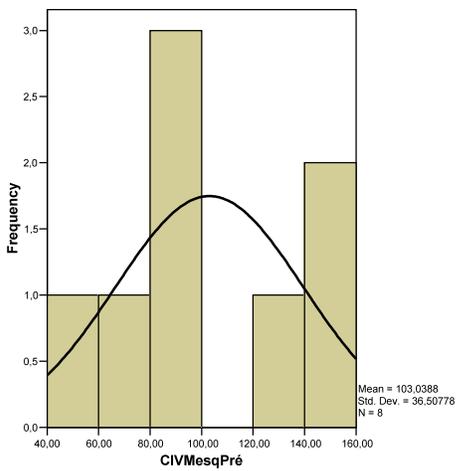
- RMS da CIVM no músculo iliocostal direito das mulheres



- RMS da CIVM no músculo iliocostal esquerdo dos homens



- RMS da CIVM no músculo iliocostal esquerdo das mulheres



APÊNDICE D - TABELAS DOS DADOS BRUTOS DAS AVALIAÇÕES

Tabela 9: Faixa etária, peso e estatura dos homens

HOMENS (n=8)	IDADE (anos)	PESO (Kg)	ESTATURA (m)
1	23	56,2	1,7
2	20	67,5	1,76
3	27	58	1,79
4	21	61	1,79
5	22	63	1,68
6	22	61,5	1,82
7	21	55	1,68
8	22	59,5	1,74
MÉDIA	22,25	60,21	1,75
DESVIO PADRÃO	2,12	4,00	0,05

Tabela 10: Faixa etária, peso e estatura das mulheres

MULHERES (n=8)	IDADE (anos)	PESO (Kg)	ESTATURA (m)
1	22	58	1,67
2	25	68	1,65
3	23	54	1,59
4	24	67,5	1,73
5	23	56,7	1,58
6	25	60	1,71
7	22	54,5	1,57
8	28	62	1,65
MÉDIA	24,00	60,09	1,64
DESVIO PADRÃO	2,00	5,42	0,06

Tabela 11: Ângulo da curvatura lombar, inclinação sacral e escoliose lombar da Avaliação radiológica dos homens

HOMENS (n=8)	CURVATURA LOMBAR	INCLINAÇÃO SACRAL	ESCOLIOSE LOMBAR
1	55	37	10 D*
2	42	39	0
3	61*	47*	6,5 S*
4	52	39	0
5	63,5*	44,5	4,5 D*
6	58	43	0
7	59	41	4 S*
8	54	35	2 S*
MÉDIA	55,56	40,69	3,38
DESVPAD	6,65	3,99	3,61

* Ângulos superiores aos valores de referência para a normalidade.

D: destro escoliose (curva com convexidade a direita).

S: sinistro escoliose (curva com convexidade a esquerda).

Tabela 12: Ângulo da curvatura lombar, inclinação sacral e escoliose lombar da avaliação radiológica das mulheres

MULHERES (n=8)	CURVATURA LOMBAR	INCLINAÇÃO SACRAL	ESCOLIOSE LOMBAR
1	48,5	36	0
2	61*	43	0
3	65*	43	7 D*
4	62,5*	44	7 S*
5	65*	52*	5 S*
6	58	43	3,5 D*
7	64*	46*	6 D*
8	56	36	13 S*
MÉDIA	60,00*	42,88	5,19
DESVPAD	5,68	5,19	4,23

* Ângulos superiores aos valores de referência para a normalidade.

D: destro escoliose (curva com convexidade a direita).

S: sinistro escoliose (curva com convexidade a esquerda).

Tabela 13: Ângulos tibiotársico e coxofemoral, distância 3º dedo-solo e teste de Schöber da avaliação postural clínica dos homens

Homens (n=8)	Tibio	Tibio	Coxo	Coxo	3º dedo	3º dedo	Schöber	Schöber
	társico Pré (graus)	társico Pós (graus)	femoral Pré (graus)	Femoral Pós (graus)	solo (cm)	solo (cm)	Pré (cm)	Pós (cm)
1	98	98	125	116	40	32	3,5	3,5
2	100	100	114	110	18	10,5	4,5	4,5
3	99	99	133	122	33	26	4,5	4,5
4	92	92	124	120	27	23	3,25	3,5
5	100	100	102	94	4	0	5	5
6	97	90	106	102	17	8	4,5	4,75
7	97	95	120	114	20	14	4	4,5
8	101	99	109	102	14	2	4	4
MÉDIA	98,00	96,63	116,63	110,00	21,63	14,44	4,16	4,28
DESVPAD	2,83	3,85	10,66	9,86	11,35	11,56	0,58	0,56

Tabela 14: Ângulos tibiotársico e coxofemoral, distância 3º dedo-solo e teste de Schöber da avaliação postural clínica das mulheres

Mulheres (n=8)	Tibio társico Pré (graus)	Tibio társico Pós (graus)	Coxo femoral Pré (graus)	Coxo Femoral Pós (graus)	3º dedo solo (cm)	3º dedo solo (cm)	Schöber Pré (cm)	Schöber Pós (cm)
1	105	102	123	105	23	8	4	4,3
2	99	99	116	116	22	19	4,75	4,75
3	101	96	116	97	12	5	4,25	5
4	98	98	100	97	5,5	2	6	6
5	97	93	99	94	12	5	4	4
6	100	100	110	101	21	12	4,75	5
7	100	96	120	120	22	15,5	3,5	4
8	100	100	132	124	31	28	4	4
MÉDIA	100,00	98,00	114,50	106,75	18,56	11,81	4,41	4,63
DESVPAD	2,24	2,69	10,51	10,88	7,59	8,15	0,72	0,66

Tabela 15: Medidas acromial, escapular e da linha glútea da avaliação postural computadorizada dos homens

Homens (n=8)	Acromial Pré	Acromial Pós	Escapular Pré	Escapular Pós	Linha Glútea Pré	Linha Glútea Pós
1	0	0	2,86	3,01	0	0
2	2,6	1,48	3,18	5,22	2,86	1,61
3	3,24	2,44	6,27	6,85	0	0
4	0,88	1,16	0,88	1,16	2,49	2,49
5	0	0	0	0	5,11	5,41
6	1,27	1,36	3,82	4,4	0	0
7	1,25	1,25	0	0	2,60	0
8	0,04	0,65	0	0	0,22	0,67

Tabela 16: Medidas acromial, escapular e da linha glútea da avaliação postural computadorizada das mulheres

Mulheres (n=8)	Acromial Pré	Acromial Pós	Escapular Pré	Escapular Pós	Linha Glútea Pré	Linha Glútea Pós
1	1,25	1,3	0	2,39	0	0
2	4,35	1,98	2,56	2,39	0	1,67
3	1	2,15	0	2,28	1	2,28
4	1,18	0	0	2,60	2,2	0
5	0	0	0	0	0	0
6	0,96	0,98	2,74	1,06	2,29	2,29
7	1,67	0	0	0	1,22	0,31
8	0	0,59	0	0	0,67	0,61

Tabela 17: Medidas das curvaturas cervical, dorsal, sacral e lombar da avaliação postural computadorizada dos homens

Homens (n=8)	Cervical Pré	Cervical Pós	Dorsal Pré	Dorsal Pós	Sacral Pré	Sacral Pós	Lombar Pré	Lombar Pós
1	29,76	24,46	38,18	42,3	14,04	22,63	19,92	17,04
2	26,46	11,71	32,51	18,88	23,59	20,7	14,06	10,32
3	12,42	10,89	32,17	26,58	26,00	26,58	16,94	19,19
4	18,44	19,19	32,02	34,53	28,32	32,49	12,77	10,68
5	24,37	24,45	38,63	38,63	27,87	29,78	17,11	16,27
6	24,79	26,58	40,25	40,94	26,55	28,62	9,12	7,41
7	7,86	11,32	23,97	27,77	30,27	23,21	18,89	15,93
8	5,77	3,92	26,78	27,85	27,29	32,29	13,14	11,7

Tabela 18: Medidas das curvaturas cervical, dorsal, sacral e lombar da avaliação postural computadorizada das mulheres

Mulheres (n=8)	Cervical Pré	Cervical Pós	Dorsal Pré	Dorsal Pós	Sacral Pré	Sacral Pós	Lombar Pré	Lombar Pós
1	17,66	15,26	25,36	22,85	30,48	30,98	9,98	10,29
2	18,57	23,84	25,96	36,97	31,4	34,94	15,95	17,36
3	11,54	16,36	20,53	24,78	19,95	24,21	10,79	12,54
4	16,94	14,63	34,71	32,49	34,71	31,62	16,04	13,7
5	14,04	12,27	33,71	29,76	23,64	26,58	5,93	8,39
6	20,71	16,5	27,16	26,1	19,6	19,58	12,27	14,63
7	16,33	16,15	29,47	25,28	24,38	24,73	20,24	12,81
8	12,91	12,85	26,37	31,93	26,19	23,58	12,1	9,47

Tabela 19: Valores do torque (kgf) e do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica dos homens na CIVM, pré e pós-intervenção

HOMENS (n=8)	CARGA	CARGA	CIVM D	CIVM D	CIVM E	CIVM E
	PRÉ (Kgf)	PÓS (Kgf)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)
1	68,19	60,92	64,05	71,71	139,78	73,46
2	114,19	83,48	179,25	334,96	88,54	119,1
3	95,13	87,76	68,07	52,78	87,64	100,41
4	85,08	90,07	64,98	97,53	64,56	86,04
5	70,33	60,36	78,71	45,64	70,25	60,45
6	68,22	67,55	76,77	59,42	64,38	124,65
7	75,09	73,9	91,69	125,82	118,71	162,55
8	93,38	85,57	136,77	138,7	82,82	75,24
MÉDIA	83,70	76,20	95,04	115,82	89,59	100,24
DESVPAD	16,43	12,14	41,47	94,87	26,87	33,72

Tabela 20: Valores do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica dos homens nos esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM, pré e pós-intervenção

HOMENS (n=8)	30% D	30% D	30% E	30% E	60% D	60% D	60% E	60% E
	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)
1	14,48	26,56	19,88	27,54	29,59	62,66	63	39,72
2	59,22	110,99	32,08	45,77	123,78	224	59,99	110,93
3	26,9	21,25	29,82	36,08	49,26	38,83	61,72	61,69
4	28,41	45,19	33,01	37,7	53,31	70,37	51,8	56,05
5	28,84	19,32	21,81	36,71	58,21	29,15	53,63	32,89
6	21,31	17,87	19,5	38,82	38,08	34,5	38,58	76,76
7	34,6	51,57	25,17	56,62	56,92	62,58	80,07	92,01
8	44,42	41,13	27,41	27,71	72,4	82,49	49,04	58,63
MÉDIA	32,27	41,74	26,09	38,37	60,19	75,57	57,23	66,09
DESVPAD	14,00	30,77	5,35	9,47	28,78	62,83	12,19	26,10

Tabela 21: Valores do torque (kgf) e do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica das mulheres na CIVM, pré e pós-intervenção

MULHERES (n=8)	CARGA	CARGA	CIVM D	CIVM D	CIVM E	CIVM E
	PRÉ (Kgf)	PÓS (Kgf)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)
1	83,42	78,17	96,31	159,31	87,4	75,05
2	24,17	22,03	30,76	30,29	59,75	62,53
3	99,78	76,25	74,19	46,92	82,9	102,3
4	60,1	52,2	109,64	104,82	150,38	128,35
5	52,72	42,54	83,27	46,39	83,64	80,6
6	37,7	46,73	67,31	65,33	77,28	81,8
7	54,2	46,33	122,03	108,62	158,35	154,8
8	49,22	46,32	141,04	169,13	124,61	121,72
MÉDIA	57,66	51,32	90,57	91,35	103,04	100,89
DESVPAD	24,12	18,32	34,59	52,85	36,51	31,65

Tabela 22: Valores do RMS (u.a.) da avaliação eletromiográfica das mulheres nos esforços sub-máximos de 30 e 60% da CIVM, pré e pós-intervenção

MULHERES (n=8)	30% D	30% D	30% E	30% E	60% D	60% D	60% E	60% E
	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)	PRÉ (u.a.)	PÓS (u.a.)
1	30,16	65,22	23,83	31,08	71,86	52,82	130,11	60,1
2	9,04	12,24	20,76	32,24	11,99	14,94	33,73	39,06
3	25,04	24,49	14,65	29,66	37,35	44,78	37,85	90,39
4	42,6	51,01	56,48	59,68	74,14	90,56	102,37	82,05
5	30,72	26,51	24,1	33,27	43,99	35,1	35,57	46,84
6	45,57	40,54	43,37	57,46	55,6	49,53	62,06	62,67
7	21,01	23,17	19,47	24,21	54,9	62,33	63,84	65,33
8	64,41	68,52	40,37	57,08	50,42	127,39	57,86	103,62
MÉDIA	33,57	38,96	30,38	40,59	50,03	59,68	65,42	68,76
DESVPAD	17,02	20,84	14,59	14,75	19,85	34,89	34,39	21,86

ANEXOS

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa

adequada. Apresenta orçamento. Os aspectos éticos estão abordados de forma adequada no corpo do projeto. O TCLE está redigido de forma adequada.

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.2), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). E papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também a mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na V Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de maio de 2005.


Prof. Dra. Carmem Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP

- 2 -

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Caixa Postal 6111, 13083-970 Campinas, SP
☎ (0 19) 3788-8936
FAX (0 19) 3788-8925
www.fcm.unicamp.br pesquisa.etica.index.html
cep@fcm.unicamp.br

CEP: 24/05/05.
(Grupo III)

PARECER PROJETO: Nº 143/2005
CAAE: 0001.0.146.000-05

I-IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO "ELETROMIOGRAFIA DO MÚSCULO ERETOR DA ESPINHA DE INDIVÍDUOS COM AUMENTO DA LORDOSE LOMBAR"

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Lillian Calli Camargo

INSTITUIÇÃO: Área de Anatomia Humana do Departamento de Anatomia do Instituto de

Biologia - UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP: 11/04/2005

APRESENTAR RELATÓRIO ENI: 24/005/06

II - OBJETIVOS

Analisar a atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha, de indivíduos com aumento da lordose lombar, antes e após um programa de Reeducação Postural Global (RPG).

III - SUMÁRIO

Serão avaliados 30 voluntários de ambos os sexos, na faixa etária entre 18 e 28 anos, estudantes da UNICAMP. Esses voluntários serão divididos em 2 grupos: (1) Grupo Controle com 15 indivíduos com a curvatura lombar dentro dos valores da normalidade e sem retração dos músculos paravertebrais e (2) Grupo Retração com 15 indivíduos apresentando aumento da lordose lombar e retração dos músculos paravertebrais, mas sem sintomatologia de dor na região lombar. A análise estatística dos resultados será feita através do teste não paramétrico de Wilcoxon e o de aproximação normal. Os valores expressos pela atividade eletromiográfica serão submetidos à análise de variância aceita com um nível de significância de 0,05. O programa de alongamento será realizado 1x/semana durante 12 semanas, onde será praticada uma postura de estiramento ativo cerca de 20 minutos. Na primeira e última semana serão realizadas as avaliações posturais e fotográficas dos indivíduos.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Trata-se de projeto de pesquisa para Dissertação de mestrado que aborda assunto de relevância. O projeto está redigido de forma adequada. Os critérios de inclusão estão adequadamente definidos. Os procedimentos a serem realizados estão descritos de forma

- 1 -

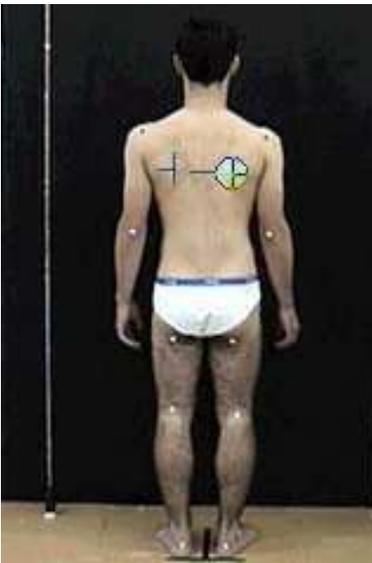
ANEXO B – Manual da Avaliação da Postura Computadorizada Versão 3.0 da Micromed Biotecnologia Ltda.

Medidas do Protocolo de Leseffe:



Medida acromial

Os adesivos devem ser colocados 3 cm abaixo dos pontos acromiais e os cursores posicionados sobre cada um deles.



Medida escapular

Os adesivos devem ser colocados sobre os ângulos inferiores das escápulas e os cursores posicionados sobre cada um deles.



Medida da linha glútea

Os adesivos devem ser colocados na posição central das linhas glúteas e os cursores posicionados sobre cada um dos adesivos.



Medida cervical

Um adesivo deve ser colocado 3 cm a frente do meato auditivo externo e outro adesivo sobre o acrômio. Esta medida é realizada ligando o ponto acromial ao adesivo anterior ao meato auditivo.



Medida dorsal

O cursor da esquerda deve ser posicionado na parte mais externa das costas e, com o cursor da direita, deve ser traçada uma tangente à região dorsal.



Medida lombar

O cursor da esquerda deve ser posicionado sobre a parte mais externa das costas e, com o cursor da direita, deve ser traçada uma reta tangente à região lombar.



Medida sacral

O cursor da esquerda deve ser posicionado sobre a parte mais externa das nádegas e, com o cursor da direita, deve ser traçada uma reta tangente à região sacral.

ARTIGO

O presente estudo originou o seguinte artigo científico, submetido à publicação:

PALOMARI, E. T.; CAMARGO, L. C.; OLIVEIRA, C.A.; GUERRA, F.D.; PIRES, I. L. S.; POLITTI, F. Reprodutibilidade intradia da avaliação eletromiográfica do músculo iliocostal lombar em indivíduos saudáveis. **Perspectivas Médicas**. Aceito em Setembro de 2007.

ARTIGO - Reprodutibilidade intradia da avaliação eletromiográfica do músculo iliocostal lombar em indivíduos saudáveis.

Reproducibility within-day of the electromyographic activity of the iliocostalis lumborum muscle in healthy people.

Palavras-chave: eletromiografia, confiabilidade nos resultados, instrumentação.

Keywords: electromyography, reliability of results, instrumentation.

PALOMARI, E. T.; CAMARGO, L. C.; OLIVEIRA, C.A.; GUERRA, F.D.; PIRES, I. L. S.; POLITTI, F.

Financiamento: FAPESP, FAEPEX, CNPq e CAPES.

Resumo

Os distúrbios que afetam a coluna lombar são muito comuns, sendo necessárias ferramentas confiáveis para a avaliação clínica. O objetivo do estudo foi avaliar a reprodutibilidade intradia da atividade elétrica do músculo iliocostal lombar. Foram realizadas duas avaliações eletromiográficas de superfície, com intervalo de 30 minutos de repouso, em 11 indivíduos. Os sujeitos realizaram contrações isométricas máximas de extensão do tronco em decúbito ventral e em ortostatismo (CIVM), e tarefas isométricas sub-máximas (60% e 30% da CIVM) em pé. Os resultados revelaram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) nos valores de força muscular ($p=0.55$), assim como nos valores da amplitude do sinal mioelétrico a 30% da CIVM para o músculo iliocostal direito ($p=0.74$) e esquerdo ($p=0.53$), e nos valores de 60% da CIVM à direita ($p=0.81$) e à esquerda ($p=0.77$) nas avaliações pré e pós-repouso. Concluiu-se que a reprodutibilidade da análise mioelétrica do iliocostal lombar mostrou-se confiável.

Summary

Lumbar back disorders are very common and reliable tools are needed in clinical test. The purpose of this study was to verify the reproducibility within-day of the electromyographic activity of iliocostalis lumborum muscle. Two electromyographic measurements were performed with rest periods of 30 minutes in eleven subjects. The subjects were instructed to exert maximal voluntary isometric contractions of trunk extension in prone and upright posture (CIVM) and tasks sub-maximal (60 % and 30% of the CIVM) in upright position. There were no significant differences ($p < 0.05$) between the values of trunk extension torque ($p=0.55$), as well as the values of electromyographic activity at 30% of the CIVM for iliocostalis lumborum muscle right ($p=0.74$) and left ($p=0.53$), and the value 60% of the CIVM righ ($p=0.81$) and left ($p=0.77$) before and after rest periods. Our findings indicate that the reproducibility of surface electromyographic measurements of iliocostalis lumborum muscle showed reliable.

Introdução

A dor lombar é uma disfunção da coluna vertebral de alta incidência que afeta cerca de 85% da população mundial em alguma fase da vida ⁽¹⁾.

Há evidências de que a cronicidade desta dor acarreta disfunção nos movimentos e no controle motor dos indivíduos acometidos. Esta questão vem sendo investigada com o uso de técnicas que avaliam a função muscular a fim de verificar a relação da funcionalidade com a lombalgia. Tanto na prática clínica, como no campo científico, cresce a necessidade de se desenvolver uma avaliação objetiva das condições funcionais que caracterizam os pacientes com dor lombar, para fechar o diagnóstico da doença e acompanhar a evolução dos programas de tratamento.

A eletromiografia dos músculos dorsais vem sendo utilizada como método diagnóstico para determinar as diferenças nos padrões de ativação muscular de indivíduos com e sem dor. Apesar de ainda ser questionável a validade desta técnica para avaliar as condições dos músculos paravertebrais, o aumento do uso da avaliação eletromiográfica na prática clínica requer a execução correta de protocolos de registro e de análise dos dados para interpretação dos seus resultados. É importante que os dados da avaliação eletromiográfica se reproduzam com confiabilidade para que, mediante a aplicação de qualquer intervenção, os resultados possam representar verdadeiramente os efeitos do tratamento.

Vários estudos têm avaliado a reprodutibilidade dos registros eletromiográficos. Kollmitzer *et al.* ⁽²⁾ realizaram avaliações eletromiográficas dos músculos anteriores da coxa após 03 minutos, 90 minutos e 6 semanas de intervalos, concluindo que os valores da eletromiografia entre as seções com menor intervalo de tempo demonstraram melhor reprodutibilidade quando comparados com os de maior intervalo.

Lehman ⁽³⁾ também investigou a reprodutibilidade interdias das avaliações eletromiográficas do músculo eretor da espinha em populações com e sem dor lombar crônica, encontrando boa confiabilidade no protocolo utilizado.

Larivière *et al.* ⁽⁴⁾ realizaram três avaliações, com intervalo de no mínimo dois dias entre elas, em indivíduos com e sem dor lombar, a fim de analisar a confiabilidade da eletromiografia dos dois grupos. Utilizaram a contração voluntária isométrica máxima (CIVM) e as tarefas sub-máxima de 5%, 10% e 80% da CIVM dos músculos multifido, iliocostal lombar e longo do pescoço. Em ambos os grupos obtiveram bons resultados quanto à reprodutibilidade.

Dankaerts *et al.* ⁽⁵⁾ compararam a reprodutibilidade intra e interdias das atividades eletromiográficas dos músculos do multifido lombar, iliocostal, porções torácica e lombar, e eretor da espinha torácica, em indivíduos saudáveis e com dor lombar crônica, durante contração voluntária máxima e submáxima. Verificaram boa reprodução dos dados coletados intradia e interdias referente ao esforço submáximo, e contração máxima das coletas intradia. Para ambos os grupos, a contração voluntária máxima nas avaliações interdias demonstrou nível mais baixo de reprodutibilidade quando comparada à contração submáxima.

Com base na literatura pertinente ao assunto, buscou-se confirmar a reprodução confiável das avaliações eletromiográficas intradia ressaltada pelos autores citados. O objetivo do presente estudo, portanto, foi verificar a reprodutibilidade intradia da atividade do músculo eretor da espinha (iliocostal lombar) mensurada através da eletromiografia de superfície. A comprovação de uma boa reprodutibilidade possibilitará validar o protocolo de coleta, em estudos futuros, que queiram investigar o efeito de intervenções aplicadas à musculatura dorsal.

Material e Método

Participaram do estudo 11 voluntários, estudantes da Universidade Estadual de Campinas, de ambos os sexos (2 homens e 9 mulheres), que não apresentavam dor lombar, com idade média de 26,18 anos (± 6.27), peso médio 59,18 Kg (± 6.6) e altura média 1.65 m (± 0.08).

Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Formal e Esclarecido para a participação na pesquisa que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

A atividade mioelétrica do iliocostal lombar foi captada por meio de eletrodos ativos de superfície (Ag/AgCl) conectados a um eletromiógrafo EMG-800C (EMG System do Brasil[®]). A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa A/D com faixa de entrada de 12 bits de resolução, frequência de amostragem de 2000 Hz, módulo de rejeição comum maior que 100 dB, taxa de ruído do sinal menor que 3 μ V RMS e impedância do sistema de 10⁹ Ohms. Os canais são compostos por filtros com banda de frequência entre 20 Hz (Filtro Passa Alta) e 500 Hz (Filtro Passa Baixa), do tipo *Butterworth* de dois pólos. O ganho do condicionador foi configurado para 100 vezes, e juntamente com o ganho de 20 vezes dos eletrodos ativos, totalizou ganho de 2000 vezes nos canais de eletromiografia. O eletromiógrafo foi conectado a uma bateria com capacidade de 12 Volts e foi interfaciado a um *notebook* CELERON II (ACCES[®]), Processador TM 5600, 599 MHz e 240 MB de RAM. Para a análise dos sinais captados foi utilizado um programa específico (Windaq versão 2.26).

A plataforma de força utilizada permitiu o posicionamento adequado dos voluntários para a avaliação eletromiográfica, sendo que os voluntários permaneceram em ortostatismo, com o tronco ereto, semiflexão de 20° de joelhos, pés justapostos e membros superiores cruzados na frente do tronco, conforme Figura 1. Para a obtenção dos ângulos articulares foi utilizado um goniômetro da marca Carci[®].

Após tricotomia, esfoliação com tablete seco-preparador de pele (Dry Prep Pad, Bio-logic Systems Corp[®]) e limpeza da pele com álcool 70%, os eletrodos foram fixados, bilateralmente, sobre o músculo iliocostal lombar, ao nível de L2, a um dedo medial da linha traçada entre a espinha íliaca pósterio-superior e o ponto inferior da última costela, estando o indivíduo em decúbito ventral. Os eletrodos foram posicionados longitudinalmente em relação às fibras musculares, com uma distância intereletrodos de 2,0 cm⁽⁶⁾. O eletrodo referência foi untado com gel eletrocondutor (*Lectron II*[®]) e fixado sobre o maléolo lateral do membro inferior direito.

Os registros eletromiográficos foram obtidos, inicialmente, a partir de duas contrações isométricas máximas de extensão do tronco, em decúbito ventral, contra-resistida manualmente (dados utilizados como referência para a normalização do sinal eletromiográfico).

Posteriormente, foram realizadas duas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão do tronco, na posição em pé, e tarefas isométricas submáximas, a 60 % e 30% da CIVM, aleatoriamente, calculadas a partir da CIVM obtida em ortostatismo. A resistência ao movimento foi oferecida por um braço da plataforma de força, posicionado na altura da terceira vértebra torácica do voluntário. A este anteparo foi acoplada uma célula de carga, com saída entre 0 a 20 mV e alcance entre 0 e 50 Kgf, para leitura do torque realizado durante a contração isométrica^(7,8,9,10).

Todos os registros EMG foram obtidos durante um período de quatro segundos com intervalo de dois minutos entre as tarefas.

Decorridos 30 minutos de repouso, durante o qual o voluntário permaneceu na postura sentada com o tronco apoiado, uma nova avaliação EMG foi realizada, obedecendo-se aos mesmos procedimentos experimentais.

Para análise quantitativa da amplitude do sinal eletromiográfico foi utilizado o valor de *Root Mean Square* (RMS), expresso em μV ⁽¹¹⁾.

Os resultados das avaliações foram submetidos aos testes T-Student, paramétrico, bicaudado, com nível de significância $p < 0,05$.

Resultados

Os resultados, a seguir, referem-se aos valores de força muscular e atividade eletromiográfica em RMS do músculo iliocostal lombar.

Na Tabela 1 pode-se observar os valores da força muscular desenvolvida individualmente por voluntário na avaliação inicial e na reavaliação, após os 30 minutos de repouso, e os valores de média e desvio-padrão.

Os resultados da Tabela 1 apontam que não há diferença estatisticamente significativa nos valores de força muscular da avaliação inicial comparados aos da reavaliação ($p=0,55$).

Nas Tabelas 2 e 3 podem-se observar os valores da atividade eletromiográfica em RMS referentes aos esforços submáximos de 30% e 60% da CIVM, respectivamente, da avaliação inicial e da reavaliação após o repouso.

Os resultados nas Tabelas 2 e 3 apontam que não há diferença estatisticamente significativa nos valores de RMS a 30% da CIVM para o músculo iliocostal direito ($p=0,74$) e esquerdo ($p=0,53$) da avaliação inicial e da reavaliação. Também não há significância nos valores de RMS a 60% da CIVM para o músculo iliocostal direito ($p=0,81$) e esquerdo ($p=0,77$) entre as duas avaliações, pré e pós-repouso.

Discussão

Os resultados obtidos no presente estudo confirmam os achados de Larivière *et al.*⁽⁴⁾ os quais sugerem excelente reprodutibilidade das avaliações eletromiográficas interdias dos músculos multífido, iliocostal lombar e longo do pescoço, em ambos os grupos, com e sem dor lombar. Os testes de contração isométrica voluntária sub-máxima foram registrados por um período de sete segundos, com dois minutos de intervalo entre eles. Os autores registraram a atividade eletromiográfica dos músculos mencionados na postura em pé com estabilização de um dinamômetro, analisando a função muscular na mesma postura investigada em nosso estudo.

A reprodutibilidade das reavaliações eletromiográficas intra e interdias foi testada por Kollmitzer *et al.*⁽²⁾. Os autores analisaram os músculos anteriores da coxa de 18 indivíduos, com intervalos entre as coletas de 3 minutos, 90 minutos e 6 semanas. Os autores concluíram que os valores da eletromiografia entre as seções com menor intervalo demonstraram melhor reprodutibilidade quando comparados com as demais, e que os valores de 50% CIVM demonstraram melhor reprodutibilidade que os de 100% CVIM. Estas conclusões dão confiabilidade para os experimentos que reproduzem as avaliações eletromiográficas em um mesmo dia, como no estudo em questão.

Lehman⁽³⁾ também verificou a reprodutibilidade da análise interdias da atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha, em indivíduos com e sem dor lombar. Os testes foram realizados em três dias não-consecutivos, com provas estáticas de cinco segundos de duração e intervalos de três minutos entre as contrações. Para a contração voluntária isométrica máxima, os voluntários permaneceram em decúbito ventral, realizando extensão do tronco sob resistência. No esforço submáximo, realizado em ortostatismo, os voluntários mantiveram um peso de 5 Kg suspenso a partir do chão por uma corrente de 45 cm. Assim como em nosso estudo, a tarefa realizada em decúbito ventral foi utilizada pelo autor como referência para normalização dos dados, a qual revelou boa reprodutibilidade dos resultados.

Posteriormente, Dankaerts *et al.*⁽⁵⁾, também sugeriram boa reprodutibilidade interdias (2 dias não consecutivos) para o esforço submáximo e máximo dos músculos iliocostal lombar, torácico e multífido lombar. Para a obtenção da CIVM (tarefa de referência para normalização dos dados) os voluntários foram orientados a realizar a extensão do tronco a partir da posição de decúbito ventral, mediante resistência manual na região escapular. Os testes constaram de três segundos de contração, com três minutos de repouso entre as provas. Os autores comprovaram que a contração voluntária submáxima é preferível para a normalização da amplitude do EMG e também apontaram uma boa reprodutibilidade das avaliações. Os resultados positivos quanto à confiabilidade das análises EMG dos músculos dorsais sugeriram a utilização do protocolo experimental como base para o desenvolvimento desse estudo.

Recentemente, alguns pesquisadores investigaram uma bateria de testes clínicos desenvolvidos para a análise da estabilidade na coluna lombar. A bateria de exames incluía testes para o controle motor, propriocepção e ativação muscular (sEMG). Os testes foram realizados três vezes com um

intervalo de uma semana entre cada avaliação. A atividade eletromiográfica dos músculos lombares foi registrada durante a execução de diferentes exercícios. Foram realizados exercícios em CIVM de extensão e flexão do tronco, estabilização do tronco com os membros em movimento e exercícios dinâmicos de flexão do tronco. Os eletrodos de superfície foram posicionados sobre as fibras inferiores do músculo oblíquo interno, multífidos, oblíquo externo e iliocostal lombar. A bateria de testes clínicos mostrou-se confiável e com excelente reprodutibilidade, como apontado pela análise de coeficiente de correlação intraclasse. Os pesquisadores afirmam que esses testes clínicos são ferramentas apropriadas para a avaliação de pacientes com dor lombar ⁽¹²⁾.

A confiabilidade dos parâmetros de frequência mediana no espectro de potência do sEMG, o índice de fadiga subjetiva e o torque extensor do tronco foram analisados por meio de registros no músculo eretor da espinha. A extensão isométrica do tronco foi realizada duas vezes a 80% da CIVM em três dias diferentes. Os autores sugerem que o erro padrão seja utilizado como um guia para as mensurações em testes clínicos. O intervalo de confiança de 95% para as variáveis estudadas foi de ± 10 Hz para a frequência mediana (slope $\pm 0.4-0,5\%/s$), de ± 46 Nm para o torque de extensão máxima do tronco e $\pm 1,6$ para o índice de fadiga subjetiva. Contudo, mudanças ou diferenças dentro desses limites devem ser consideradas como prováveis variações normais e não podem então ser causadas por terapias clínicas específicas. Segundo os autores, o baixo coeficiente de correlação intraclasse para os dados eletromiográficos implica em um baixo potencial na discriminação de sujeitos com dor lombar ⁽¹³⁾.

A eletromiografia e torque dos músculos do tronco também foram investigados durante rotações axiais isométricas em diferentes níveis de execução. Duas sessões de testes com um intervalo mínimo de sete dias foram realizadas. A amplitude e frequência do sEMG foi registrada por meio de eletrodos de superfície posicionados nos músculos reto do abdome, oblíquo interno, oblíquo externo, latíssimo do dorso, iliocostal lombar e multífidos, bilateralmente. As mensurações da atividade eletromiográfica e do torque foram executadas a 100%, 70%, 50% e 30% da CIVM em rotações axiais do tronco. Os resultados demonstraram boa a excelente confiabilidade nos dados de amplitude e frequência do sEMG para os seis músculos avaliados. O torque das contrações isométricas de rotação do tronco também apresentou excelente confiabilidade. O estudo concluiu que a eletromiografia e o torque tri-axial podem ser úteis para a avaliação do desempenho de indivíduos durante a reabilitação ⁽¹⁴⁾.

Alguns estudos enfatizaram que os dados eletromiográficos dos músculos lombares apresentaram maior confiabilidade e reprodutibilidade durante posturas estáticas e posturas com a estabilização da coluna lombar, sendo excelente nessas condições ^(3,15).

Contudo, podemos afirmar que os resultados obtidos no presente estudo aproximam-se daqueles encontrados pelos autores mencionados, cujos trabalhos serviram de base para os procedimentos experimentais utilizados e nortearam os questionamentos da nossa investigação.

Nesse estudo, a variabilidade da atividade EMG e da força muscular não foi estatisticamente significativa. Portanto, a boa reprodução dos resultados foi atribuída ao cuidado tomado na realização dos procedimentos durante as sucessivas avaliações eletromiográficas. Com esta conduta, procurou-se

buscar um rigor metodológico e controle sobre o maior número possível de variáveis extrínsecas à análise eletromiográfica.

De acordo com DeLuca ⁽¹⁶⁾, os pesquisadores possuem um maior controle em sua metodologia quando supervisionam alguns fatores externos, como o eletrodo a ser utilizado e o tipo de contração do músculo a ser analisado, obtendo assim maior sucesso nas aquisições. Entretanto, essas preocupações não podem ser completamente dissipadas pela tecnologia atual e pelo conhecimento da anatomia humana. Contudo, os cuidados nessas aplicações podem assegurar a fidelidade do sinal EMG, reduzir crosstalk e dar estacionariedade suficiente ao sinal; sendo muito importante a normalização da amplitude do sinal que removerá a influência de muitas outras variáveis.

Conclusão

Mediante os resultados obtidos e de acordo com as condições experimentais, pode-se concluir que a reprodutibilidade intradia da análise eletromiográfica de superfície da atividade do músculo iliocostal lombar, mostrou-se confiável.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem à empresa Righetto Fitness Equipament®, Campinas/SP, por fornecer a plataforma de força para a realização das coletas de dados (eletromiografia), à FAPESP, à FAEPEX - Unicamp, ao CNPq e à CAPES pelo apoio financeiro.

Referências bibliográficas

1. Nascimento AZ, Aguiar CM, Ferreira PH. O efeito do protocolo de McKenzie e da mobilização vertebral no ganho da mobilidade da coluna lombar. *Revista Fisioterapia e Movimento*, 1: 27-48, 1999.
2. Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, 110: 725-34, 1999.
3. Lehman GJ. Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 25: 293-9, 2002.
4. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil*, 83: 1206-14, 2002.
5. Dankaerts W, O'Sullivan B, Burnet TAF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of electromyography and kinesiology*, 14: 333-42, 2004.

6. SENIAM. Recommendations for sensor localtions in trunk or (lower) back muscles. Banco de dados. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 18 maio 2006.
7. Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, 16: 650-9, 2001.
8. Koumantakis GA, Arnall F, Cooper RG, Oldham JA. Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 16: 263-6, 2001.
9. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 68: 31-6, 2005.
10. Silva Júnior RA, Arsenault AB, Gravel D, Larivière C, Oliveira Junior E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil*, 86: 722-9, 2005.
11. Basmajian, JV, De Luca CJ. *Muscle alive "their functions revealed by electromyography"*. 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 5: 516, 1985.
12. Stevens VK, Bouche KG, Mahieu NN, Cambier DC, Vanderstraeten GG, Danneels LA. Reliability of a functional clinical test battery evaluating postural control, proprioception and trunk muscle activity. *Am J Phys Med Rehabil*, 85: 727-36, 2006.
13. Elfving B, Nemeth G, Arvidsson I, Lamontagne M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9: 235-43, 1999.
14. Joseph, KF, Parnianpour M, Kippers V, Richardson CA. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical Neurophysiology*, 114: 2355-61, 2003.
15. Danneels LA, Cagnie BJ, Cools AM, Intra-operator and inter operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. *Man Ther*, 6: 145-53, 2001.
16. DeLuca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13: 135-163, 1997.

Tabela 1 - Avaliação da força muscular do iliocostal lombar (em Kgf) na avaliação inicial e re-avaliação após o repouso

Voluntário	Força Avaliação Inicial (Kgf)	Força Reavaliação (Kgf)
1	63,93	73,78
2	69,36	64,86
3	69,10	65,87
4	49,27	48,43
5	35,19	46,89
6	34,63	35,87
7	56,60	56,30
8	81,27	76,45
9	58,85	69,27
10	65,40	60,37
11	88,40	86,99
Média	60,81	61,13
Desvio Padrão	16,88	14,76

*p < 0,05

Tabela 2 - Atividade eletromiográfica a 30% da CIVM do músculo iliocostal lombar (RMS) na avaliação inicial e re-avaliação após repouso

Voluntário	Avaliação Inicial		Re-avaliação	
	30% da CIVM*		30% da CIVM	
	<i>Direito</i>	<i>Esquerdo</i>	<i>Direito</i>	<i>Esquerdo</i>
1	60,10	89,10	25,59	89,64
2	45,91	23,23	41,69	22,51
3	26,04	30,87	24,79	17,94
4	109,39	14,31	82,22	15,80
5	124,51	73,28	112,51	74,55
6	49,15	55,88	41,52	65,20
7	126,56	105,63	83,81	88,71
8	38,07	34,26	24,17	40,72
9	413,54	58,06	353,23	52,85
10	135,56	101,61	248,52	78,54
11	167,13	65,57	204,38	80,58
Média	117,81	59,25	112,95	57,00
Desvio Padrão	108,81	31,36	109,42	28,57

* Contração voluntária isométrica máxima

* p <0,05

Tabela 3 - Atividade eletromiográfica a 60% da CIVM do músculo iliocostal lombar (RMS) na avaliação inicial e re-avaliação após repouso

Voluntário	Avaliação Inicial		Re-avaliação	
	60% da CIVM*		60% da CIVM	
	<i>Direito</i>	<i>Esquerdo</i>	<i>Direito</i>	<i>Esquerdo</i>
1	120,59	92,18	28,05	95,59
2	57,04	43,86	55,59	47,68
3	51,07	72,48	42,86	36,52
4	224,03	29,05	128,73	36,56
5	158,61	117,44	169,27	131,06
6	50,05	73,37	42,56	77,87
7	170,61	141,75	84,48	137,13
8	72,76	78,01	50,02	78,67
9	427,46	64,51	377,30	58,12
10	180,52	100,64	255,63	81,44
11	183,48	69,90	389,50	124,63
Média	154,20	80,29	147,64	82,30
Desvio Padrão	109,58	31,84	134,92	36,55

* Contração voluntária isométrica máxima

* p <0,05

Declaro para os devidos fins que o conteúdo de minha tese de mestrado intitulada **EFEITOS IMEDIATOS DO ALONGAMENTO GLOBAL NA RETRAÇÃO DA CADEIA MUSCULAR POSTERIOR - RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA, DINAMOMETRIA E AVALIAÇÃO POSTURAL:**

() não se enquadra no Artigo 1º, § 3º da Informação CCPG 002/06, referente a bioética e biossegurança.

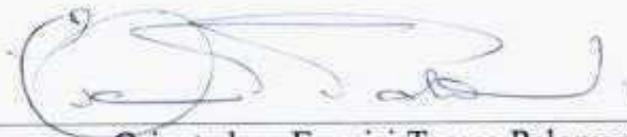
() está inserido no Projeto CIBio (Protocolo nº _____), intitulado _____

() tem autorização da Comissão de Ética em Experimentação Animal (Protocolo nº _____).

(X) tem autorização do Comitê de Ética para Pesquisa com Seres Humanos (Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médica da Universidade Estadual de Campinas, Protocolo nº 143/2005).



Aluna Lilian Caili Camargo



Orientadora Evanisi Teresa Palomari

Para uso da Comissão ou Comitê pertinente:

(X) Deferido () Indeferido

Nome:

Função:


 Prof. Dra. Carmen Sílvia Bertuzzo
 Matrícula 17484-0
 Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
 Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP