

Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície

Assessment of neuromuscular activation in individuals with scoliosis using surface electromyography

Bassani E, Candotti CT, Pasini M, Melo M, La Torre M

Resumo

Objetivo: O objetivo desse estudo foi verificar o potencial da eletromiografia (EMG) de superfície para a avaliação da eficiência neuromuscular e da fadiga muscular localizada dos extensores lombares em indivíduos com escoliose. **Métodos:** Participaram deste estudo 20 indivíduos divididos igualmente em dois grupos, (1) Grupo com Escoliose e (2) Grupo Controle, que foram submetidos a um teste de indução dos músculos extensores lombares a fadiga, o qual constituiu da realização de uma contração voluntária máxima isométrica (CVM), e realização de um teste com esforço a 80% da CVM. Foram coletados simultaneamente sinais de força e eletromiográficos (sinal EMG). O sinal EMG foi processado no domínio da frequência, utilizando-se a transformada rápida de Fourier (FFT), por meio da mediana da frequência (MF), e no domínio do tempo, pelo cálculo do valor *root mean square* (RMS). Os dados foram submetidos a uma análise de variância *one-way* para verificar as diferenças entre os dois grupos. Para verificar a simetria entre os lados direito e esquerdo, foi realizado o teste *t* pareado. O nível de significância adotado foi 0,05. **Resultados:** os resultados demonstraram que indivíduos com escoliose apresentaram: (1) simetria de ativação neuromuscular entre os lados; (2) menor eficiência neuromuscular; (3) maior capacidade de resistir a fadiga; e (4) valores de força 42,6% menores que os indivíduos do GC. **Conclusões:** Os resultados sugerem que a EMG de superfície corresponde a um efetivo instrumento de avaliação funcional da escoliose, embora o protocolo estabelecido tenha limitado a participação dos indivíduos com escoliose, do ponto de vista da eficiência neuromuscular.

Palavras-chave: eletromiografia; fadiga; escoliose.

Abstract

Objective: The aim of this study was to investigate the potential of surface electromyography (EMG) for assessing neuromuscular efficiency and localized muscle fatigue in the lumbar extensors, in individuals with scoliosis. **Methods:** Twenty individuals participated in this study, divided equally into two groups: (1) Scoliosis Group and (2) Control Group. These subjects underwent a fatigue induction test on their lumbar extensor muscles, consisting of one maximum voluntary isometric contraction (MVIC) followed by a test at 80% of the MVIC effort. Force and EMG signals were collected simultaneously. The EMG signal was processed in the frequency domain by means of fast Fourier transforms using the median frequency; and in the time domain by calculating the root mean square value. The data were analyzed by means of one-way analysis of variance to investigate the differences between the two groups. Paired *t* test was used to investigate the symmetry between the right and left sides. The significance level adopted was 0.05. **Results:** The results showed that the individuals with scoliosis presented: (1) symmetrical neuromuscular activation between the sides; (2) lower neuromuscular efficiency; (3) greater capacity to resist fatigue; and (4) force values 42.6% lower than those of the individuals in the Control Group. **Conclusions:** The results suggest that surface EMG is an effective tool for functional assessments of scoliosis, although the protocol established limited the participation of individuals with scoliosis, from the perspective of neuromuscular efficiency.

Key words: electromyography; fatigue; scoliosis.

Recebido: 14/12/2006 – Revisado: 12/06/2007 – Aceito: 1/11/2007

Introdução

A escoliose é uma deformidade complexa da coluna vertebral, nos três planos do corpo (frontal, sagital e transversal), cujo principal componente é o desvio lateral anormal no plano frontal¹⁻⁷. A frequência de ocorrências da escoliose varia, dependendo da população estudada, do método de identificação ou da magnitude da curvatura, mas estimativas têm sugerido que a incidência da escoliose na população em geral aproxima-se de 2 a 4%⁸, representando cerca de 30% das incidências dos desvios posturais⁹. Um estudo epidemiológico do estado do Maranhão demonstrou que a incidência da escoliose idiopática em crianças e adolescentes do sexo masculino foi de 3,4 e 7,3%, respectivamente¹⁰.

A escoliose é uma condição potencialmente progressiva, que compromete a postura corporal⁵; nesse sentido, a realização de uma avaliação, seja buscando referências estruturais ou funcionais, passa a ser decisiva para interferir na progressão desta deformidade.

Uma avaliação fidedigna é a base para a tomada de decisões não apenas no que se refere ao tratamento, mas também na prevenção de intercorrências^{11,12}. Para que haja uma boa avaliação, o empenho do profissional incide sobre o fato de que é importante obter um quadro completo da incapacidade do indivíduo e possuir critérios para acompanhamento da evolução e resultados do tratamento^{13,14}. Deste modo, após a anamnese e o exame físico, a obtenção dos raios X é o passo mais importante e fundamental, que auxiliará na mensuração da deformidade e na determinação das curvaturas com relação a sua correção e potencial de progressão. No entanto, para a maioria dos profissionais, o princípio básico neste processo é o de diminuir ao máximo o número de radiografias de cada indivíduo, para minimizar os custos e a exposição à radioatividade¹⁵.

Basicamente, a escoliose conduz a desequilíbrios de força e comprimento musculares no tronco, apresentando a musculatura do lado côncavo de maneira retraída e músculos mais alongados no lado convexo da curvatura, o que caracteriza um problema de assimetria muscular². Tradicionalmente, os desequilíbrios musculares da escoliose são avaliados por meio de testes de função muscular. Essas análises das ações musculares são essenciais para auxiliar na elucidação diagnóstica e também para ser possível a prescrição de exercícios terapêuticos¹⁶. No entanto, os testes de função muscular são realizados manualmente, os quais dependem da habilidade do avaliador e são bastante subjetivos, uma vez que não quantificam o nível de força do indivíduo em cada lado do tronco⁵.

Na avaliação dos desequilíbrios musculares presentes em indivíduos com escoliose, entende-se, assim, ser interessante que estes desequilíbrios pudessem ser quantificados de forma objetiva, pois os resultados poderiam também subsidiar a prescrição

do tratamento, bem como o acompanhamento da evolução do mesmo. Uma forma de avaliar a força dos músculos do tronco seria utilizando dinamômetros, os quais fornecem o nível de força realizada durante um movimento específico. Nesta perspectiva, a literatura reporta um estudo realizado com adolescentes portadores de escoliose assintomática que permitiu a mensuração dos esforços assimétricos dos extensores do tronco, realizados durante testes de eficiência neuromuscular e de fadiga muscular¹⁷, utilizando dinamômetro triaxial e eletromiografia (EMG) de superfície. Os resultados, apesar de inconsistentes, sugerem a EMG de superfície como uma ferramenta útil para a avaliação dos desequilíbrios musculares presentes na escoliose¹⁷.

Considerando que, para a realização da força muscular, é necessário que antes ocorra uma ativação neuromuscular¹⁸, acredita-se que, utilizando a EMG de superfície, que é uma técnica sensível para a detecção da função neuromuscular, possibilitando obter informações da ativação neuromuscular, seja possível monitorar a ativação neuromuscular dos músculos do tronco, tanto no lado côncavo quanto no convexo de uma escoliose. Desta forma, o objetivo deste estudo foi verificar o potencial da EMG de superfície para a avaliação da eficiência neuromuscular e da fadiga muscular localizada dos extensores lombares em indivíduos com e sem escoliose. Três pressupostos foram hipotetizados: (1) a ativação neuromuscular dos músculos iliocostal lombar e longuíssimo é assimétrica em indivíduos com escoliose e simétrica em indivíduos normais; (2) indivíduos com escoliose apresentam menor eficiência neuromuscular do que indivíduos normais e (3) indivíduos com escoliose apresentam maior índice de fadiga muscular localizada do que indivíduos normais.

Metodologia

Amostra

Considerando que o cálculo amostral determinou 13 indivíduos como número mínimo, a amostra foi composta por 20 indivíduos, divididos igualmente em dois grupos: Grupo com Escoliose (GE) e Grupo Controle (GC), conforme a Tabela 1, recrutados por um fisioterapeuta, por meio de anamnese. Para a inserção no GE, era necessário que a escoliose fosse comprovada por exame atualizado de raio X e que a dor lombar referida pelos indivíduos fosse crônica, com pelo menos um episódio nos últimos três meses, mas que não estivesse manifestada no momento do teste. Para a inserção no GC, os indivíduos não deveriam apresentar diagnóstico de escoliose ou manifestar qualquer presença de dor lombar no último ano.

Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram: cirurgia prévia na coluna, sintomas de compressão nervosa,

Tabela 1. Média e desvio padrão da idade, estatura e massa corporal dos indivíduos com escoliose (GE) e do Grupo Controle (GC), número de indivíduos que apresentam escoliose com convexidade esquerda ou direita, cujos ápices não ultrapassaram 20° Cobb (classificadas como escoliose Grau I*).

	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa (kg)	Tipo de escoliose	
				Escoliose esquerda	Escoliose direita
GE (n= 10)	35 ± 13	170 ± 10	68 ± 14	6	4
GC (n= 10)	25 ± 7	174 ± 10	76 ± 13	0	0
Sig.	0,029**	0,562	0,229		

* Classificação proposta pela Scoliosis Research Society^{6,19}.

** Diferença significativa entre GE e GC: $p < 0,05$.

espondilolistese, estenose espinhal, doenças inflamatórias e câncer. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento para a participação no estudo, que foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa (Resolução 047/2004) da Universidade do Vale do Rio dos Sinos onde foi realizado (CEP 03/052), por estar adequado, ética e metodologicamente, conforme os preceitos da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Protocolo de avaliação

Para a indução à fadiga muscular dos músculos extensores do tronco, os indivíduos realizaram teste de contração voluntária máxima (CVM) isométrica de 5 segundos e, após um período de repouso de 2 minutos, realizaram teste de contração isométrica a 80% da CVM durante 35 segundos. Foi proporcionado, aos indivíduos, um *feedback* visual do nível de força muscular, utilizando-se um osciloscópio (Minipa MO, modelo 1225, Minipa Electronics Co. Ltda, Shanghai). Para a realização do teste de indução a fadiga, os sujeitos foram posicionados em decúbito ventral sobre um apoio, sendo as regiões das axilas, das coxas e dos tornozelos fixadas ao apoio por faixas com velcro. Na faixa das axilas, estava presa uma célula de carga de 2000N, instrumentada com *strain gauges* (Alfa Instrumentos Eletrônicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), que foi fixada ao solo. Durante a realização deste protocolo, foram registrados sinais de força e eletromiográficos simultaneamente.

Aquisição dos sinais

A aquisição dos sinais de força e de eletromiografia (EMG) foi realizada com um eletromiógrafo de 16 canais (EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, SP, Brasil) e com o *software* AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP, Brasil), utilizando-se um computador do tipo Pentium 200 MHz com 64 MB RAM, dotado de um conversor A/D (EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, SP, Brasil). Os sinais de força e de EMG foram coletados com uma taxa de amostragem de 1000Hz para cada canal.

Para o registro do sinal eletromiográfico (sinal EMG), foram utilizados pares de eletrodos de superfície (Ag/AgCl; com

diâmetro de 1cm; com adesivo de fixação) na configuração bipolar, para cada músculo. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, distantes 2,5cm um do outro²⁰. Os músculos monitorados foram o longuíssimo do tórax (ao nível da vértebra primeira lombar) e iliocostal-lombar (ao nível da vértebra quinta lombar), ambos nos lados direito e esquerdo. O eletrodo de referência foi colocado no punho sobre o processo estilóide do rádio. Foram observadas rigorosamente todas as normas pertinentes ao registro adequado de sinais EMG recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK)²¹.

Processamento dos sinais

Para o processamento dos sinais de força e do sinal EMG foi utilizado o sistema SAD32 de aquisição de dados [(versão 2.61.07mp, 2002) (www.ufrgs.br/lmm)]. Inicialmente, os sinais foram submetidos a procedimentos de filtragem digital. Para o sinal de força, foi utilizado um filtro média móvel passa-baixa (com frequência de corte de 10Hz) e para o sinal EMG um filtro passa-alta, com frequência de corte de 20Hz. O sinal EMG foi processado nos domínios do tempo e da frequência. Para a análise no domínio do tempo, foi calculado o valor *root mean square* (RMS) em janelas fixas de um segundo (1.000 pontos). Para a análise no domínio da frequência, foi calculada a mediana da frequência (MF) em janelas de um segundo (janelamento Hamming), a partir da transformada rápida de Fourier (FFT). O sinal EMG foi normalizado em relação à maior frequência obtida durante o protocolo²².

A avaliação da resposta eletromiográfica ao protocolo de fadiga foi realizada utilizando quatro índices de fadiga muscular localizada: (1) o coeficiente de inclinação (α) da reta que aproxima todos os 30 valores de MF²³; (2) o *y-intercept* (y) da reta que aproxima todos os 30 valores de MF²³; (3) o coeficiente de inclinação (β) da reta que aproxima somente o primeiro e o último valor de MF²⁴; e (4) o *y-intercept* (y') da reta que aproxima somente o primeiro e o último valor de MF²⁴.

Para a avaliação da eficiência neuromuscular, foi realizada uma análise de regressão linear nos 30 pontos da curva do valor RMS pelo tempo de contração (30 segundos) e obtida uma equação da reta (equação 1) para cada músculo. Para a

inclusão no estudo, o coeficiente de determinação obtido com a regressão linear deveria ser igual ou superior a 0,5.

$$y = \varphi \cdot x + b \quad \text{equação 1}$$

na qual:

φ = coeficiente de inclinação da reta

b= valor *intercept* de y

O coeficiente de inclinação (φ) foi considerado como um índice de eficiência neuromuscular. Como o protocolo exige manutenção constante da força em 80% da força obtida na CVM, inclinações mais íngremes na curva de RMS pelo tempo representam menor eficiência neuromuscular. Para a avaliação da assimetria de ativação, entre os lados direito e esquerdo do tronco, foram utilizados os quatro índices de fadiga muscular localizada e o índice de eficiência neuromuscular.

Tratamento estatístico

Para o tratamento estatístico, inicialmente foram verificadas e confirmadas a normalidade dos dados (Shapiro-Wilk Test) e a homogeneidade da variância (Wilk's Lambda Test). Foi realizada uma análise de variância *one-way* para verificar as diferenças entre os dois grupos (Escoliose e Controle) nos: valores de massa corporal, idade e estatura, bem como nos valores de força obtidos durante a CVM; índices de fadiga muscular; e índice de eficiência neuromuscular. Para verificar a simetria entre os lados direito e esquerdo, foi realizado um teste *t* pareado. O nível de significância adotado foi 0,05.

Resultados

Os resultados evidenciaram que os indivíduos do GE apresentaram valores de força significativamente menores ($p=0,009$) do que os indivíduos do GC, sendo que o GE apresentou força média de $416 \pm 29N$, enquanto o GC de $718 \pm 14N$.

Quando os índices de fadiga muscular localizada foram comparados, os resultados demonstraram diferença

significativa, entre GE e GC, apenas para o músculo longuíssimo direito, para três dos quatro índices de fadiga estudados (Tabela 2). Estes resultados indicam que os indivíduos do GE apresentam menor índice de fadiga no músculo longuíssimo direito (Figura 1), provavelmente devido a menor força realizada durante a CVM e, conseqüentemente, durante o protocolo de fadiga. Os demais músculos, longuíssimo esquerdo, iliocostal direito e iliocostal esquerdo não diferiram significativamente entre os grupos GE e GC, para nenhum dos quatro índices de fadiga muscular localizada.

Quando o índice de eficiência neuromuscular foi comparado, os resultados demonstraram diferença significativa, entre GE e GC, para os músculos longuíssimo e iliocostal, ambos somente no lado direito (Tabela 1). Os indivíduos do GE apresentaram maior ativação muscular durante o protocolo de fadiga nos músculos longuíssimo direito e iliocostal direito, ou seja, para a manutenção de um mesmo nível de força, apresentaram uma inclinação da reta mais íngreme, com coeficientes de inclinação (φ) positivos, indicando, assim, menor eficiência neuromuscular (Figura 2). O índice de eficiência neuromuscular dos músculos longuíssimo e iliocostal, no lado esquerdo, não diferiram significativamente entre GE e GC.

Quando a simetria entre os lados direito e esquerdo do tronco foi comparada, utilizando os índices de fadiga e eficiência neuromuscular, os resultados não apresentaram diferença significativa entre os lados, para nenhum dos quatro músculos, tanto para o GE quanto para o GC. Este resultado indica que o nível de ativação neuromuscular foi semelhante para ambos os lados, bem como o nível de fadiga apresentado pelos músculos, independente do grupo ao qual o indivíduo pertencesse.

Discussão

O propósito deste estudo foi verificar o potencial da EMG de superfície para a avaliação da eficiência neuromuscular e da fadiga muscular localizada dos extensores lombares em indivíduos com escoliose. Os resultados demonstraram que os indivíduos do GE apresentaram valores de força significativamente menores do que os indivíduos do GC. Uma possível

Tabela 2. Valores de média e desvio padrão dos índices de eficiência neuromuscular (φ) e dos índices de fadiga muscular localizada (α , y , β , y') e valor *p* obtido na análise de variância, quando comparados os Grupos Escoliose e Controle (LD= longuíssimo direito; ID= iliocostal direito).

	Grupo Escoliose	Grupo Controle	Valor de p
RMS φ LD	$1,08 \pm 1,4$	$-0,002 \pm 0,5$	0,034*
RMS φ ID	$0,81 \pm 1,2$	$-0,006 \pm 0,4$	0,044*
MF α LD	$-0,54 \pm 0,1$	$-1,04 \pm 0,3$	0,000*
MF y LD	$114,3 \pm 11,7$	$114,9 \pm 13,4$	0,238
MF β LD	$-0,56 \pm 0,4$	$-1,35 \pm 0,3$	0,000*
MF y' LD	$100,4 \pm 10,7$	$112,6 \pm 15,1$	0,050*

* Diferença significativa entre GE e GC: $p < 0,05$.

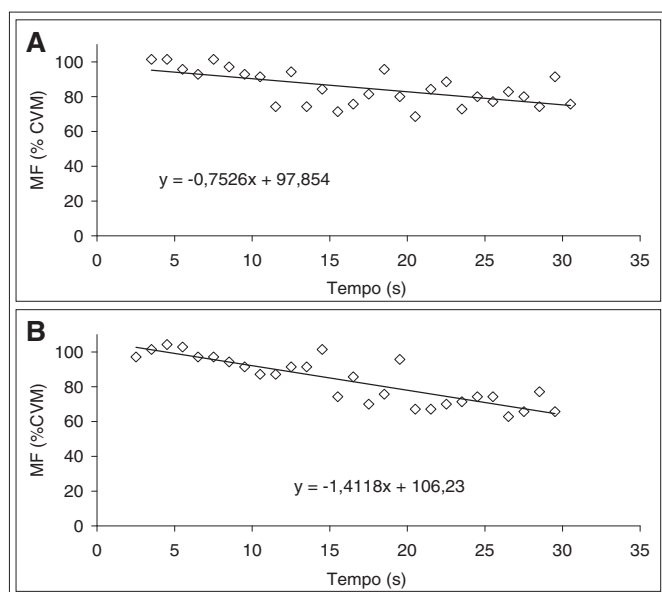


Figura 1. Comportamento da MF ao longo do teste de fadiga, do músculo longuíssimo direito, de dois indivíduos representativos da amostra: (A) com escoliose e (B) do Grupo Controle.

explicação para este resultado reside no fato de que os indivíduos do GE possuíam dor lombar e, por esta razão, talvez não tenham executado, durante a CVM, sua força máxima. Tem sido referido que indivíduos com dor tendem a acionar um mecanismo de proteção, o qual impede a realização do esforço máximo da musculatura em questão^{25,26}. Assim, a dor tem papel importante na proteção do corpo, pois as mudanças no recrutamento motor de um indivíduo que sofre de dor podem ser devido a algum tipo de controle estratégico que o sistema nervoso executa por meio de uma rota neural específica²⁷. Os efeitos desse mecanismo neural sugerem a redução da ativação dos agonistas e o aumento da ativação dos antagonistas²⁷.

Alguns estudos supõem que pessoas com dor, ao realizar um teste de CVM, realizam uma força submáxima devido a própria situação de dor, e que isso influencia no resultado do teste de fadiga quando baseado em um protocolo de, por exemplo, 80% da CVM²⁸. Os resultados do presente estudo vão de encontro a esta suposição, uma vez que os indivíduos do GE apresentam valores de força 42,6% menores que os indivíduos do GC, provavelmente por não terem executado sua força máxima durante a CVM.

Tem sido documentado que, em situações de fadiga muscular, como aquelas que ocorrem durante contrações sustentadas, há um aumento do RMS e diminuição da MF do sinal EMG^{23,24}. Assim, durante protocolos de fadiga muscular, é comum observar uma compressão espectral em direção às baixas frequências, diminuindo a MF. A queda na MF, que ocorre devido à diminuição na velocidade de condução dos potenciais de ação da fibra muscular, tem sido aceita por muitos pesquisadores como um índice de fadiga muscular que ocorre durante a

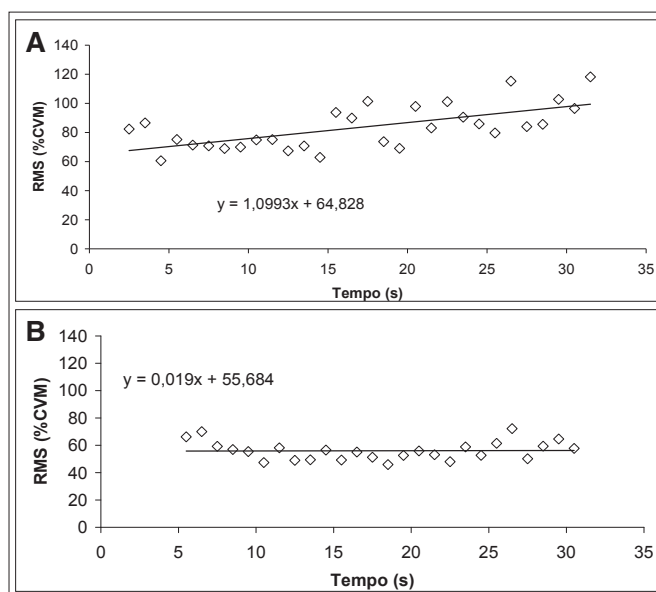


Figura 2. Comportamento do valor RMS ao longo do teste de fadiga, do músculo longuíssimo direito, de dois indivíduos representativos da amostra: (A) com escoliose e (B) do Grupo Controle.

contração isométrica sustentada^{20,21,23,29}. Os resultados do presente estudo demonstraram este comportamento, sendo que os indivíduos do GE apresentaram índices de fadiga muscular significativamente menores – portanto, uma inclinação da reta menos acentuada, demonstrando maior capacidade de resistir à fadiga, quando comparados aos indivíduos do GC (Figura 1). Inicialmente, havia se especulado que indivíduos com escoliose apresentariam inclinação mais íngreme da reta da MF e seriam mais suscetíveis à fadiga muscular que indivíduos do GC. Os resultados demonstraram relação inversa entre a fadiga e a escoliose, ou seja, o músculo longuíssimo direito, representando o lado côncavo da curvatura (musculatura retraída) nos indivíduos, não apresentou precoces manifestações de fadiga muscular, mensuradas pelos índices de fadiga. Entende-se que este resultado foi influenciado pela não realização da força máxima durante a CVM, uma vez que o teste de fadiga depende deste resultado.

Quanto à eficiência neuromuscular, os resultados demonstraram diferença significativa entre GE e GC, no lado direito, para ambos os músculos longuíssimo e iliocostal, ou seja, os indivíduos com escoliose apresentaram menores índices de eficiência neuromuscular e, portanto, maior ativação neuromuscular no lado côncavo. Estes resultados corroboram parcialmente com estudos anteriores^{17,30}, os quais sugerem que, em indivíduos com escoliose, os músculos do tronco, tanto do lado convexo como do lado côncavo, produzem maior ativação elétrica do que indivíduos saudáveis, sem escoliose.

Os músculos, como efetores do movimento e mantenedores do tônus, são considerados em situações de desequilíbrio produtores de deformidades esqueléticas, ou seja, situações de

desequilíbrio da musculatura do dorso podem ser o fator causal da escoliose³¹. Uma musculatura paravertebral que apresenta sinais elétricos aumentados na convexidade da curva, para alguns indica que o lado convexo é mais forte do que o côncavo. Para outros, seria justamente o contrário, ou seja, os sinais elétricos corresponderiam a músculos fracos, que responderiam aos estímulos com todas as suas fibras e, conseqüentemente, produziriam sinais mais fortes³¹. Embora a literatura venha referindo que existe assimetria de ativação elétrica em indivíduos com escoliose, independente de qual lado (côncavo ou convexo) seja mais forte, os resultados do presente estudo não sustentam qualquer destes achados. Uma possível explicação para estes resultados pode estar no fato de que a contração isométrica dos extensores do tronco realizada durante o teste de fadiga, proposto no presente estudo, não garante que o esforço muscular seja simétrico e, assim, a ativação também não seria. Portanto, uma justificativa para os resultados não indicarem as assimetrias pode estar relacionada com o protocolo de fadiga em si, não somente com o fato de ser dependente da CVM, a qual, como já referido, não correspondeu ao máximo dos indivíduos, mas também pelo fato de que o movimento de extensão de tronco requerido no protocolo não tenha sido realizado unilateralmente. Assim, talvez tivesse sido mais adequado

uma solicitação unilateral dos extensores do tronco – como, por exemplo, a requerida nos exercícios de Klapp, evitando situações compensatórias durante o esforço do teste de fadiga. Estes fatos remetem à limitação do presente estudo, que foi basear o protocolo de avaliação em uma situação que talvez não seja possível para indivíduos com escoliose.

Conclusões

Os resultados demonstraram que os indivíduos com escoliose apresentaram menor eficiência neuromuscular e valores de força 42,6% menores, quando comparados aos indivíduos do GC. Os resultados também demonstraram que indivíduos com escoliose apresentaram simetria de ativação neuromuscular entre os lados direito e esquerdo do tronco e menores índices de fadiga muscular localizada, contrariando os pressupostos previamente estabelecidos. Embora o protocolo estabelecido tenha limitado a participação dos indivíduos com escoliose, os resultados encontrados, do ponto de vista da eficiência neuromuscular, sugerem que a EMG de superfície corresponde a um efetivo instrumento de avaliação funcional da escoliose.

Referências bibliográficas

- Lopez F, Guille J, Bowen J. Rotation of the Spine in Congenital Scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 1995;15(4):528-34.
- Kisner C, Colby LA. Exercícios terapêuticos. Fundamentos e técnicas. São Paulo: Manole; 1998.
- Meier MP, Klein MP, Krebs D, Grob D, Muntener M. Fiber transformations in multifidus muscle of young patients with idiopathic scoliosis. *Spine*. 1997;22(20):2357-64.
- Hall C, Brody L, Koogan G. Exercício terapêutico na busca da função. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001.
- Tribastone F. Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural. São Paulo: Manole; 2001.
- Bradford DS, Lonstein JE, Moe JH, Ogilvie JW, Winter RB. Escoliose e outras deformidades da coluna. São Paulo: Santos; 1994.
- Winter RB. Classification and terminology. In: Lonstein JE, Bradford DS, Winter RB, Ogilvie J. *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*. 3rd ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1994. p. 39-44.
- Bunnell WP. The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine*. 1986;11:773-6.
- Knoplich J. *Enfermidades da coluna vertebral*. 3a ed. São Paulo: Robe Editorial; 2003.
- Figueiredo JD, Figueiredo UM. Incidência de escoliose no Maranhão. *Rev Bras Ortop* 1981;16(4):121-7.
- Downie PA. *Cash's fisioterapia em ortopedia e reumatologia*. São Paulo: Médica Panamericana; 1987.
- Baraúna MA. Estudo comparativo entre a avaliação do equilíbrio estático de indivíduos amputados de coxa e não amputados. [Tese]. Lisboa: Universidade Técnica de Lisboa; 1997.
- Bustamante JCF. Avaliação da convexidade torácica através da cifolordometria. [Dissertação]. Uberlândia: Centro Universitário do Triângulo; 2002.
- Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilacqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter*. 2005;9(3):327-34.
- Sizínio H, Xavier R, Pardini AG. *Ortopedia e traumatologia. Princípios e técnicas*. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2003.
- Alexandre NMC, Moraes MAA. Modelo de avaliação físico-funcional da coluna vertebral. *Rev Latinoam Enferm*. 2001;9(2):67-75.
- Gaudreault N, Arsenault AB, Larivière C, DeSerres SJ, Rivard CH. Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2005;6:14.

18. Correia PP, Santos PMH, Veloso A. Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. 1ª ed. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana; 1993.
19. Ricard, F. Las escoliosis. In: Ricard, F. Tratado de radiologia osteopática del raquis. Edición 2000. Madrid: Editorial Medica Panamericana; 1999. p. 269-77.
20. De Luca JC. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 1993;16:210-6.
21. Merletti R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;(7):1-2.
22. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive. Their functions revealed by eletromyography. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985.
23. Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler L, Emley MS, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sports Exerc*. 1990; 22(4):463-9.
24. Candotti CT, Guimarães ACS, Cardoso MFS. Detection of low-back pain in volleyball players and non-athletes using EMG. *Braz J Biomech*. 2000;1(1):15-9.
25. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13:305-18.
26. Guyton AC. Tratado de fisiologia médica. 9a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997.
27. Dieën JH, Selen LPJ, Cholewichi J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13:333-51.
28. Elfving B, Dederig A, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble-electromyography and health-related factors. *Clin Biomech*. 2003;18(7):619-39.
29. Gonçalves M, Silva SRD. O efeito do uso de cinto pélvico em teste para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Gramado. 2001;(1):311-6.
30. Reuber M, Schultz A, McNeill T, Spencer D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1983;8(5):447-56.
31. Chagas JCM, Schmidt B, Puerta EB, Oliveira CEAS, Freita AA. Estudo histoquímico dos músculos rotadores do dorso em pacientes com escoliose idiopática do adolescente. *Rev Bras Ortop*. 1998;33(2):111-8.