

EDUCAÇÃO FÍSICA

GABRIEL DE PAULA LIRA

**Análise da dor lombar por meio do teste
de Sorensen**



Rio Claro
2015

GABRIEL DE PAULA LIRA

Análise da dor lombar por meio do teste de Sorensen

Orientador: ADALGISO COSCRATO CARDOZO

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Instituto de Biociências da
Universidade Estadual Paulista “Júlio de
Mesquita Filho” - Câmpus de Rio Claro,
para obtenção do grau de Bacharel em
Educação Física

Rio Claro
2015

796.022 Lira, Gabriel de Paula
L768a Análise da dor lombar por meio do teste de Sorensen / Gabriel de
Paula Lira. - Rio Claro, 2015
31 f. : il., figs., tabs.

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Educação Física) -
Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Adalgiso Coscrato Cardozo

1. Cinesiologia. 2. Dor crônica. 3. Região lombar. 4. Biomecânica. 5.
Eletromiografia. I. Título.

Resumo

Objetivo: O presente estudo buscou um indicador de classificação de presença de dor lombar baseado no tempo de resistência isométrica e em variáveis eletromiográficas. **Material e Métodos:** Para tanto participaram do presente estudo 40 voluntários do gênero masculino, os quais foram divididos em dois grupos de 20 voluntários, a saber: grupo sem dor lombar e grupo com dor lombar. Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis passivos de contato bipolar de Ag/AgCl conectados a um pré-amplificador de ganho de 20 vezes. A distância inter-eletrodos foi fixa em 20mm. Os eletrodos foram dispostos bilateralmente sobre os músculos longuíssimo do tórax, iliocostal lombar e multífido lombar. Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos de 8 canais no qual foram conectados os eletrodos. Para a aquisição dos sinais foi utilizado um software específico (Aqdados 7-Lynx[®]) com a frequência de amostragem calibrada em 2000 Hz. Com os equipamentos preparados e os eletrodos conectados os voluntários realizaram o teste de Sorensen, o qual consiste em sustentar o peso do tronco, em posição horizontal, até a exaustão voluntária. Para a análise dos sinais eletromiográficos foram utilizadas rotinas específicas em ambiente MatLab (MathWorks[®]). Neste *software* foi obtida a atividade eletromiográfica dos músculos selecionados durante o teste de contração isométrica até a exaustão para a determinação dos valores de *root means quare* (RMS) em pacotes de 1s a cada 0.5s (*overlap*). De cada espectro foram determinados os valores de frequência mediana (FM) e frequência média (Fmed) do sinal. Com a RMS, FM e Fmed foram obtidos também os valores de Razão ML/LT, Razão ML/IL e Razão IL/LT para cada variável. Com isto, os

valores de RMS, FM e Fmed, juntamente com os valores de Razão ML/LT, Razão ML/IL e Razão IL/LT de cada variável, foram associados com o tempo até a exaustão, obtendo com as retas de regressão linear, os interceptos (Valores Iniciais), para todas as variáveis acima citadas e os coeficientes angulares (Slopes). **Resultados:** Quando comparado o TRI entre os grupos não foi observada diferença significativa. Ao analisar as variáveis EMG notam-se diferentes resultados entre os grupos. O Valor Inicial de RMS foi maior, para todos os músculos analisados, no grupo sem dor quando comparado com o grupo com dor. Para os slopes foram encontrados menores valores para FM e Fmed para o músculo IL quando comparado aos músculos LT e ML. Com respeito às razões, foram encontradas diferenças significativas entre as razões de FM e Fmed do grupo sem dor quando comparadas ao grupo com dor. Além dos valores serem diferentes, foi observado uma relação inversa entre os grupos, com menores valores de Razão ML/LT e Razão ML/IL e maior valor de Razão IL/LT para o grupo sem dor. **Conclusão:** A Razão FM e Razão Fmed parecem ser as mais indicadas para a classificação quando a dor, pois além de apresentarem diferenças nos valores entre os grupos, também apresentaram comportamentos inversos, o que pode ser característico do grupo, e, conseqüentemente, classificatório quanto à dor.

Palavras-chave: Biomecânica. Eletromiografia. Dor Lombar.

Sumário

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 5 |
| 2 | REVISÃO DE LITERATURA..... | 6 |
| 3 | PROBLEMA A SER ABORDADO..... | 9 |
| 4 | OBJETIVOS..... | 10 |
| 4.1 | Objetivo geral..... | 10 |
| 4.2 | Objetivo específico..... | 10 |
| 5 | METODOLOGIA..... | 11 |
| 5.1 | Características da amostra..... | 11 |
| 5.2 | Eletrodos e localização para captação dos sinais..... | 11 |
| 5.3 | Módulo de aquisição de sinais biológicos..... | 12 |
| 5.4 | Equipamento para a realização do teste..... | 13 |
| 5.5 | Experimento..... | 13 |
| 5.6 | Determinação das variáveis de estudo..... | 14 |
| 5.7 | Forma de análise dos resultados..... | 15 |
| 6 | RESULTADOS..... | 16 |
| 7 | DISCUSSÃO..... | 22 |
| 8 | CONCLUSÃO..... | 25 |
| | REFERENCIAS..... | 26 |

1 INTRODUÇÃO

A possibilidade em prevenir lesões lombares relacionadas à sobrecarga oferecida por esportes, atividades da vida diária e particularmente no trabalho, pode ocorrer a partir do desenvolvimento de testes que permitam identificar padrões de atividade muscular e que sejam características de um estado de fadiga, o qual é uma das causas evidentes das lesões músculo-esqueléticas da coluna, pois ela se instala pela repetitividade da tarefa e pela sobrecarga.

A análise espectral na eletromiografia (EMG) é amplamente utilizada para monitorar o desenvolvimento da fadiga muscular localizada. A fadiga promove mudanças no espectro de freqüências do sinal EMG usualmente evidenciada pela análise da freqüência mediana (FM) e freqüência média (Fmed) (DELUCA, 1984; KUMAR; NARAYAN; ZEDKA, 1998; MERLETTI; LOCONTE; ORIZIO, 1991).

Estas mudanças nos valores espectrais estão relacionadas com mudanças fisiológicas como a forma de onda dos potenciais de ação das unidades motoras afetadas por alterações na velocidade de condução das fibras musculares. Esta velocidade diminui devido às mudanças no pH muscular que por sua vez se altera em função do acúmulo de lactato que é gerado no músculo (DELUCA, 1997). Tudo isto promove um aumento das baixas freqüências e uma diminuição das altas freqüências, fazendo com que se altere os parâmetros espectrais, e diminua as Fmed e FM.

A verificação do comportamento da FM pode ter, inclusive, aplicações clínicas, como estudos de Ng e Richardson (1996) e Roy et al. (1995) que realizaram análise espectral eletromiográfica dos músculos lombares em pacientes com dor em reabilitação, onde os resultados foram analisados para determinar se os procedimentos EMG são capazes de: 1) Distinguir pacientes com dor lombar de indivíduos normais; 2) monitorar mudanças na função muscular depois da reabilitação da lesão lombar. Concluiu-se que com os procedimentos adotados é possível distinguir pessoas com dor lombar de pessoas saudáveis, e que os voluntários após a reabilitação diminuíram a fadigabilidade de acordo com a análise espectral eletromiográfica. Portanto, este procedimento pode auxiliar no processo de reabilitação da dor lombar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com o objetivo de criar uma metodologia que pudesse ser utilizada em programas de treinamento e reabilitação permitindo a avaliação da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha, bem como o diagnóstico de distúrbios da coluna lombar, Biering-Sorensen (1984) propôs um teste denominado de “Teste de Sorensen”.

Neste teste os voluntários são posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste onde os membros inferiores são fixados por meio de cintos e os membros superiores são cruzados em frente ao tórax tocando o ombro contralateral. Nessa posição, os voluntários eram orientados a manterem o tronco em posição horizontal e paralela ao solo por meio de contrações isométricas realizadas até a exaustão.

O tempo de resistência isométrica (TRI), definido como o tempo de manutenção da postura proposta até a exaustão, era registrado. Os resultados demonstraram que homens com história de dor lombar, mas sem a presença deste sintoma no momento de realização do teste apresentaram um TRI médio de 176 segundos, enquanto que homens sem a presença de dor lombar no momento de realização do teste e sem história de presença deste sintoma apresentaram um TRI médio de 198 segundos.

Este teste é considerado seguro tanto para pessoas saudáveis quanto para pessoas com dor lombar (ALARANTA et al., 1994; 1995; BIERING-SØRENSEN, 1984; MOFFROID, 1997; NORDIN et al., 1987; MANNION AND DOLAN, 1994; PELTONEN et al., 1998), enquanto que realizar contrações máximas podem não ser seguras para a população com dor lombar (MOFFROID et al., 1993).

Luoto; Heliovaara; Hurri et al. (1995) também demonstrou que voluntários (homens ou mulheres) com TRI inferior a 58 segundos são três vezes mais propensos a desenvolver dor lombar após um ano de acompanhamento do que homens com TRI maior do que 104 segundos e mulheres com TRI maior do que 110 segundos.

A realização de outros estudos utilizando a postura proposta por Biering-Sorensen (1984) (MANNION; DOLAN, 1994; SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL

et al., 1997; KANKAANPÄÄ; LAAKSONEN; TAIMELA et al., 1998) ou implementando o teste com relação à forma de execução original (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987; YOSHITAKE; UE; MIYAZAKI et al., 2001), permitiu a obtenção de resultados semelhantes, e que predominantemente, evidenciam uma relação direta entre a qualidade da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha lombares e o TRI. Foi a partir desses resultados que pesquisadores passaram a sugerir que a fadiga dos músculos eretores da espinha pode representar um fator de risco para o desenvolvimento da dor lombar.

Contudo, a análise apenas do TRI constitui um procedimento altamente dependente da motivação do paciente para sua validade (MANNION; DOLAN, 1994), pois exige que um determinado nível de força seja mantido pelo máximo de tempo possível. Por esse motivo, a análise de determinados parâmetros EMG, como o declínio das FM e FMed, e seus valores iniciais, quais não podem ser voluntariamente controlados pelos pacientes, têm sido utilizados para avaliar a resistência isométrica dos músculos extensores da coluna lombar.

Diferenças no declínio e no valor de FM inicial se mostraram bons parâmetros tanto para discriminar pacientes com dor lombar de pessoas saudáveis (BIEDERMANN et al., 1991; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989), quanto para verificar o efeito de um protocolo de reabilitação de pacientes com dor lombar (ROY et al., 1995). Entretanto o comportamento destas variáveis em relação a mudanças no nível de carga continua controverso, visto que alguns autores encontraram uma relação direta entre a carga imposta e os valores de FM inicial, na qual quanto maior a carga, maior é o valor espectral (AGARWAL; GOTTLIEB, 1982; FREUND, 1983; HOUK; RYMER, 1981; KUMAR; ZEDKA; NARAYAN, 1999; SOLOMONOW et al., 1987). Houk e Rymer (1981) explicam que este comportamento ocorre pelo fato de que quando a tensão em um músculo aumenta, é necessário um aumento na taxa de disparo das unidades motoras, e isto promove um aumento nos valores de FM. Além disso, para manter a força durante uma contração é necessário um recrutamento adicional de unidades motoras (AGARWAL; GOTTLIEB, 1982; FREUND, 1983; SOLOMONOW et al., 1987).

Porém uma relação inversa da FM inicial e o nível de carga tem sido encontrado, na qual quanto maior a carga menor é o valor espectral (BILODEAU et al., 1992; DEDERING et al., 2002; MANNION; DOLAN, 1996; MERLETTI;

KNAFLITZ; DELUCA, 1990; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989). Estes autores explicam este comportamento pelo fato de que para sustentar cargas altas é necessário o recrutamento de fibras musculares do tipo II, as quais em músculos lombares, ao contrário de músculos apendiculares, possuem um diâmetro menor do que as fibras tipo I (MANNION; DOLAN, 1996; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989). Com este diâmetro menor esta fibra possui uma menor velocidade de condução, contribuindo, portanto, para a redução nos valores de FM inicial quando se aumenta o nível de carga. Por esta razão esta variável pode, inclusive, identificar a composição da fibra muscular (BIEDERMANN et al., 1991; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989; ROY et al., 1990).

Outra metodologia que visa observar o processo de fadiga muscular localizada pela EMG, é o valor RMS como indicador da variação da atividade muscular, tanto na taxa de disparo como na amplitude, pois este valor está diretamente ligado ao comportamento das unidades motoras captadas.

A maioria dos músculos esqueléticos responde a contrações sub-máximas fatigantes com um aumento na amplitude do sinal EMG (CARDOZO; GONÇALVES, 2003; BASMAIJIAN; DELUCA, 1985; MILNER-BROWN; MELLENTIN; MILLER, 1986). Entretanto alguns estudos reportam que durante exercícios de extensão do tronco os músculos da coluna respondem à fadiga de uma forma diferente, como um decréscimo ou nenhuma mudança no sinal EMG (HERMANN; BARNES, 2001; SMIDT; BLANPIED; WHITE, 1989). É provável que estas contradições se devam a diferenças de protocolos entre os estudos. Nos estudos que utilizam altos níveis de carga têm sido registrados decréscimos no sinal EMG com fadiga (HERMANN; BARNES, 2001; SMIDT; BLANPIED; WHITE, 1989), entretanto outros estudos envolvendo contrações com níveis baixos de carga não apresentam este comportamento decrescente de RMS em função do tempo (DIEËN et al., 1993; MORLOCK et al., 1997; NG; RICHARDSON; JULL, 1997). Outra potencial explicação para estes resultados conflitantes em músculos lombares está relacionada com o tipo de exercício, uma vez que estes músculos estão configurados em diversas direções na coluna (HALDEMAN, 1999), exercícios de extensão pura do tronco podem apresentar resultados diferentes de estudos que utilizaram exercício de rotação ou até mesmo exercícios combinados de extensão e rotação.

3 PROBLEMA A SER ABORDADO

Desordens músculo-esqueléticas relacionadas ao trabalho são de grande preocupação atualmente, particularmente em vista da grande ocorrência de dor lombar entre os trabalhadores. Estudos têm demonstrado que os fatores predominantes causadores de dor lombar são o local de trabalho (BALDWIN, 2004); variáveis mecânicas como mudanças na força muscular (CHAFFIN; PARK, 1973; KEYSERLING et al., 1980; KUMAR; ZEDKA; NARAYAN, 1999); inatividade prolongada (BALDWIN, 2004); posturas repetidas durante o levantamento manual de carga (LMC) e fadiga muscular (AMELL; KUMAR, 2001; KUMAR, 1999).

Para a identificação da dor lombar instalada, ou em progresso, são utilizados métodos subjetivos, como a aplicação de questionários. Estes métodos podem promover dados inconsistentes, uma vez que dependem da percepção dos pacientes.

Neste sentido a criação de um método objetivo para identificação da dor lombar, seja ela já instalada ou em progresso, se torna importante, uma vez que permite a obtenção de dados mais fidedignos, os quais são de extrema importância tanto para a prevenção da instalação da dor lombar quanto para o tratamento da mesma.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo Geral:

- Analisar os parâmetros de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico durante o teste de Sorensen.

4.2 Objetivos Específicos:

- Comparar o tempo de resistência isométrica entre o grupo sem dor lombar e o grupo com dor lombar.
- Comparar os slopes e os valores iniciais de cada variável em cada músculo entre o grupo sem dor lombar e o grupo com dor lombar.
- Buscar um indicador objetivo de classificação de presença de dor lombar baseado no tempo de resistência isométrica e nas variáveis eletromiográficas.

5 METODOLOGIA

5.1 Características da amostra

Essa pesquisa foi realizada com 40 voluntários do gênero masculino, os quais foram divididos em dois grupos de 20 voluntários, a saber: grupo sem dor lombar, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996); e o grupo com dor lombar, os quais possuem dor lombar por no mínimo dois meses que antecedem ao experimento (SUNG; ZURCHER; KAUFMAN, 2005).

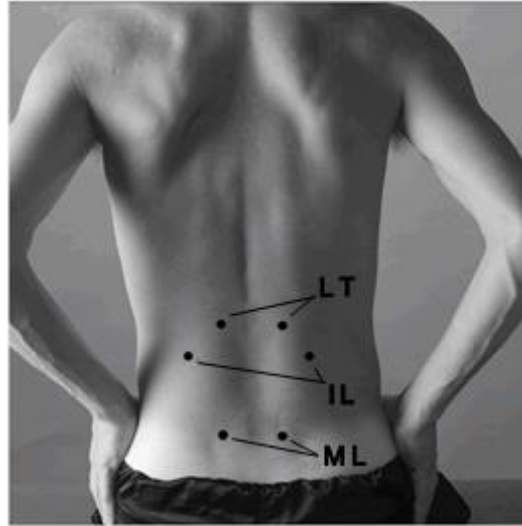
Antecipadamente ao experimento os voluntários foram orientados sobre as atividades a serem realizadas e assinaram um termo de consentimento em submeter-se às mesmas.

5.2 Eletrodos e localização para captação dos sinais

Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis passivos de contato bipolar de Ag/AgCl conectados a um pré-amplificador de ganho de 20 vezes (PA1010-A - Lynx®). Estes eletrodos são confeccionados em espuma de polietileno (formato de “oito”), de comprimento total de 40mm e largura de 20mm, com área de captação de 10mm. A distância inter-eletrodos é fixa em 20mm.

Os eletrodos foram dispostos sobre os músculos longuíssimo do tórax direito (LT-D) e esquerdo (LT-E), no nível da vértebra L1 e 3 cm lateralmente, sobre os músculos iliocostal lombar direito (IL-D) e esquerdo (IL-E), no nível da vértebra L2 e 6 cm lateralmente e sobre os músculos multífido lombar direito (ML-D) e esquerdo (ML-E), no nível da vértebra L5 e 3 cm lateralmente (Figura 1), seguindo as indicações de Roy, DeLuca e Casavant (1989) e Dieën et al. (1996).

Figura 1- Localização dos pontos para o posicionamento bilateral dos eletrodos sobre os músculo longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e múltífido lombar (ML).



Fonte: Próprio autor

Para evitar possíveis interferências na captação do sinal eletromiográfico, realizou-se, previamente à colocação dos eletrodos, tricotomia, abrasão com lixa fina e limpeza da pele com álcool no nível dos músculos estudados bem como na região do punho direito. O eletrodo de referência foi colocado no processo estilóide da ulna. Anteriormente ao início das coletas, os valores de atividade EMG deveriam estar inferiores a 5 μ V.

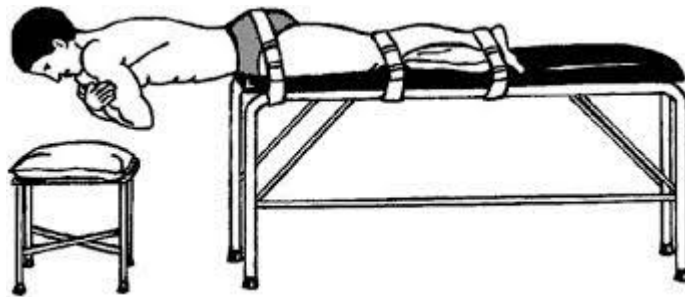
5.3 Módulo de aquisição de sinais biológicos

Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (BIO-ADS1200-08-1.04 - Lynx[®]) de 8 canais no qual foram conectados os eletrodos. O ganho promovido no eletromiógrafo foi de 50 vezes (o qual formará, juntamente com o pré-amplificador, um ganho total de 1000 vezes), o filtro de passa alta em 20 Hz e o filtro de passa baixa em 500 Hz. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa A/D com faixa de entrada de -5 á +5 Volt, sendo a rejeição de sinais em modo comum >95dB. Para a aquisição dos sinais foi utilizado um software específico (Aqdados 7 - Lynx[®]) com a freqüência de amostragem calibrada em 2000 Hz.

5.4 Equipamento para a realização do teste

O teste de Sorensen foi realizado em uma mesa no qual os voluntários foram posicionados em decúbito ventral com o tronco (bordo superior da crista ilíaca ântero-superior até a cabeça) fora da mesa. Com o objetivo de fornecer maior estabilidade aos voluntários, três cintos de segurança foram posicionados ao redor das articulações dos quadris, joelhos e tornozelos, fixando a pelve e os membros inferiores à mesa de teste

Figura 2- Posicionamento do voluntário para a realização do teste de Sorensen.



Fonte: Demoulin et al, 2004

5.5 Experimento

Com os equipamentos preparados e os eletrodos conectados os voluntários realizaram o teste de Sorensen, o qual consiste em sustentar o peso do tronco, em posição horizontal, até a exaustão voluntária, ou seja, realizar a extensão isométrica do tronco até o momento de inabilidade de manutenção da contração voluntária (EDWARDS, 1981).

Durante o teste foram mensurados simultaneamente o TRI e a atividade eletromiográfica dos músculos selecionados. O abaixamento do tronco foi o critério adotado para o encerramento do teste. A descrição do experimento completo está apresentada na Figura 3.

Figura 3 – Fluxograma dos procedimentos experimentais



Fonte: Próprio autor

5.6 Determinação das variáveis de estudo

Para a análise dos sinais EMG foram utilizadas rotinas específicas em ambiente MatLab (MathWorks®). Neste *software* foi obtida a atividade EMG dos músculos selecionados durante o teste de contração isométrica até a exaustão para a determinação dos valores de root meansquare (RMS) em pacotes de 1s a cada 0.5s (*overlap*). Também foi determinado o espectro de frequência da atividade EMG a cada 0.5s com uma janela de 1s de amostragem do sinal (*overlap*). De cada espectro foram determinados os valores de FM e Fmed do sinal. A FM é a frequência que divide o espectro em duas partes iguais e a Fmed é a média das frequências do sinal.

Cada variável EMG (RMS, FM e Fmed) foi obtida bilateralmente em cada músculo selecionado. Com isto considerou-se o valor médio em cada pacote de coleta entre o lado direito e esquerdo, para os músculos longuíssimo do tórax – LT (média entre LT-D e LT-E), iliocostal lombar – IL (média entre IL-D e IL-E) e multifído lombar – ML (média entre ML-D e ML-E).

Com a RMS, FM e Fmedde cada músculo foram obtidos também os valores de Razão ML/LT, Razão ML/IL e Razão IL/LT para cada variável. Estes valores foram obtidos dividindo-se: o valor da variável do músculo ML pelo valor da variável do músculo LT (Razão ML/LT); o valor da variável do músculo ML pelo valor da variável do músculo IL (Razão ML/IL); e o valor da variável do músculo IL pelo valor da variável do músculo LT (Razão IL/LT). Por fim, os valores de RMS, FM e Fmed, juntamente com os valores de Razão ML/LT, Razão ML/IL e Razão IL/LT de cada variável, foram associados com o tempo até a exaustão, permitindo obter com as retas de regressão linear, os interceptos (Valores Iniciais) e os coeficientes angulares (Slopes) de cada variável.

5.7 Forma de análise dos resultados

A análise estatística foi realizada por meio do software SPSS 18.0® (*Statistical Package for the Social Sciences*). Primeiramente verificou-se a normalidade dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk. Com isto, para a comparação do TRI entre os grupos, optou-se pelo teste t de Student. Já para as variáveis EMG, optou-se pela adoção do teste estatístico ANOVA two-way, a qual é a análise de variância de medidas repetidas com dois fatores de interação: grupo, que corresponde à comparação entre o grupo sem dor e o grupo com dor; e músculo, que corresponde às comparações entre os músculos estudados. Para a comparação entre os músculos utilizou-se também, quando necessário, o teste *post hoc* de Tuckey. Para todos os testes adotou-se um nível de significância menor que 0.05.

6 RESULTADOS

Os dados de caracterização dos voluntários estão apresentados na tabela 1.

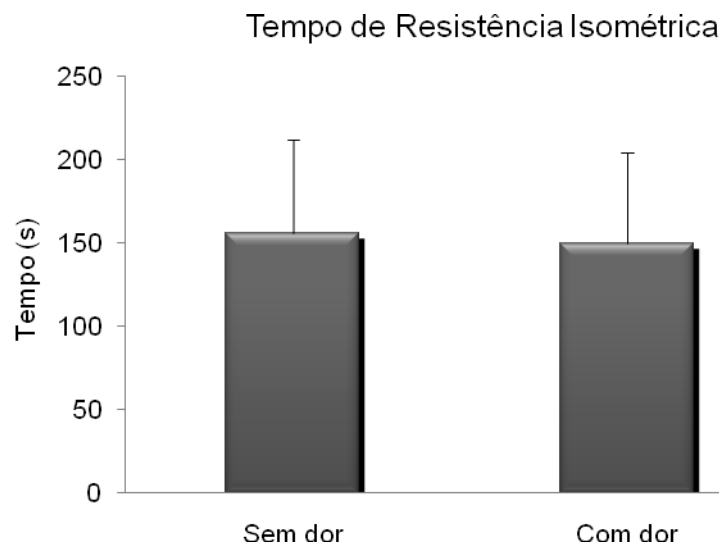
Tabela 1- Dados médio (desvios padrão) de idade, massa, estatura e IMC dos grupos Sem dor e Com dor.

| Grupo | Idade (anos) | Massa (kg) | Estatura (m) | IMC (kg/m ²) |
|---------|--------------|------------|--------------|--------------------------|
| Sem dor | 20.95 | 68.54 | 1.71 | 23.47 |
| | (3.14) | (10.92) | (0.07) | (2.63) |
| Com dor | 21.90 | 67.55 | 1.70 | 23.25 |
| | (2.40) | (15.38) | (0.09) | (3.67) |

Fonte: Próprio autor

Quando comparado o TRI entre os grupos não foi observada diferença significativa. A Figura 4 demonstra o TRI de cada grupo.

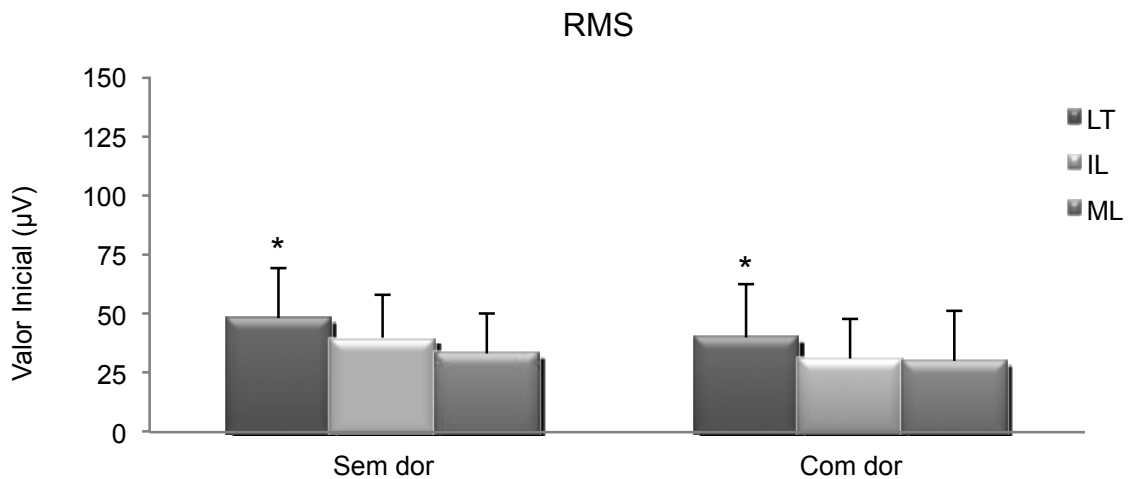
Figura 4- Tempo de Resistência Isométrica dos grupos Sem dor e Com dor lombar



. Fonte: Próprio autor

O Valor Inicial de RMS (Figura 5) foi semelhante entre os grupos sem dor e com o grupo com dor. Quando comparamos os músculos foi observado maiores valores para o músculo LT quando comparado com o músculo ML ($p < 0.05$).

Figura 5- Valor Inicial da *root meansquare* (RMS) para os músculos longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e multífido lombar (ML) dos grupos Sem dor e Com dor.

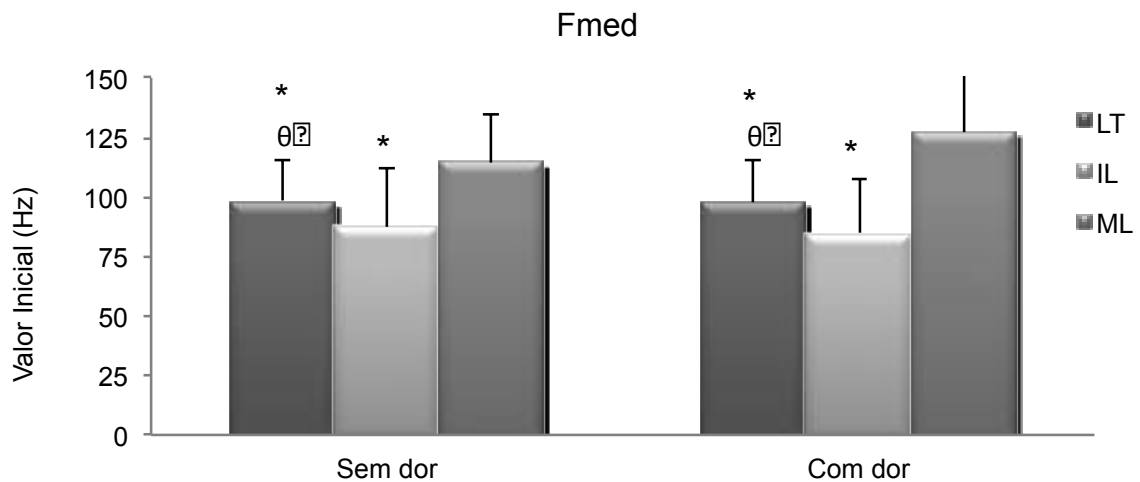


* Diferença significativa em relação ao músculo ML.

Fonte: Próprio autor

Para os Valores Iniciais de Fmed, também não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos. Entretanto observam-se maiores valores para o músculo ML, seguido do músculo LT e menores valores para o músculo IL ($p < 0.05$). (Figura 6).

Figura 6- Valor Inicial da frequência média (Fmed) para os músculos longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e multífido lombar (ML) dos grupos Sem dor e Com dor.



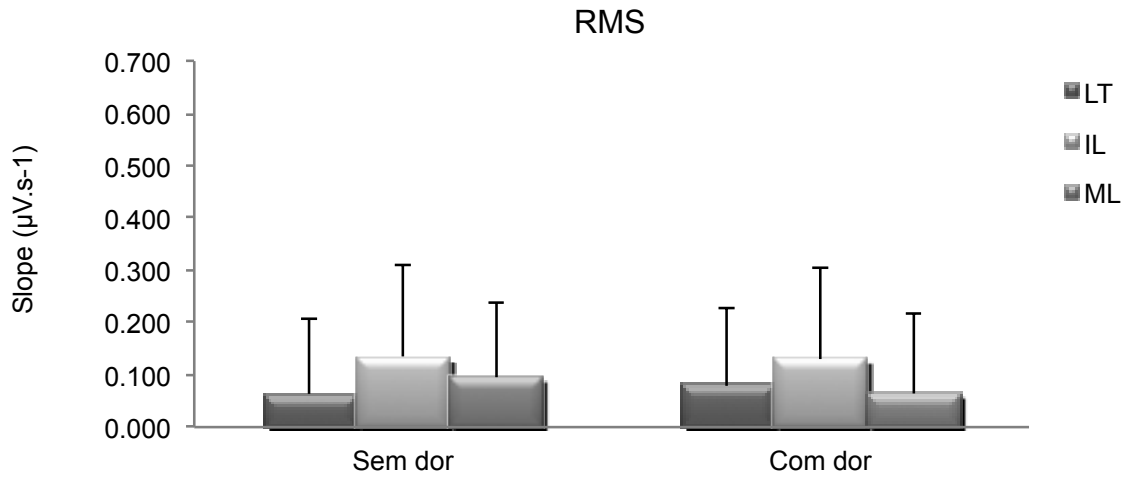
* Diferença significativa em relação ao músculo ML.

θ Diferença significativa em relação ao músculo IL.

Fonte: Próprio autor

Quanto aos Slopes, observa-se valores positivos para a variável RMS, indicando um aumento de seus valores com o passar do tempo (Figura 7). Este fato ocorreu para os dois grupos em todos os músculos. Ainda para esta variável, nota-se valores similares entre os grupos e, mesmo com tendências de maiores valores para o músculo IL em ambos os grupos, não foram encontradas diferenças significativas para a RMS.

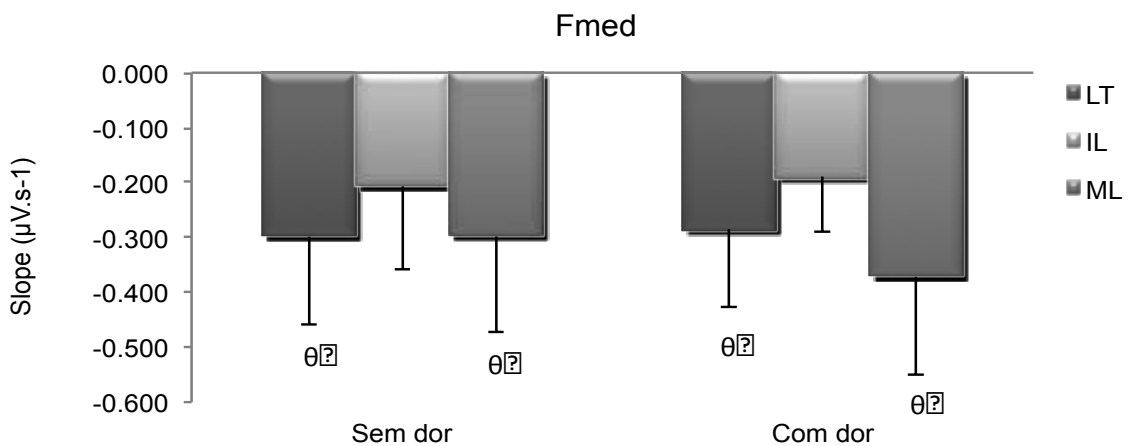
Figura 7- Slopes da *root meansquare* (RMS) para os músculos longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e multifido lombar (ML) dos grupos Sem dor e Com dor



. Fonte: Próprio autor

Já para a Fmed, verifica-se valores negativos de Slopes, o que indica uma diminuição de seus valores com o passar do tempo(Figura 8). Também não foram observadas diferenças significativas entre os grupos, porém menores valores foram observados para o músculo IL quando comparado aos músculos LT e ML ($p < 0.05$).

Figura 8 Slopes da frequência média (Fmed) para os músculos longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e multifido lombar (ML) dos grupos Sem dor e Com dor.

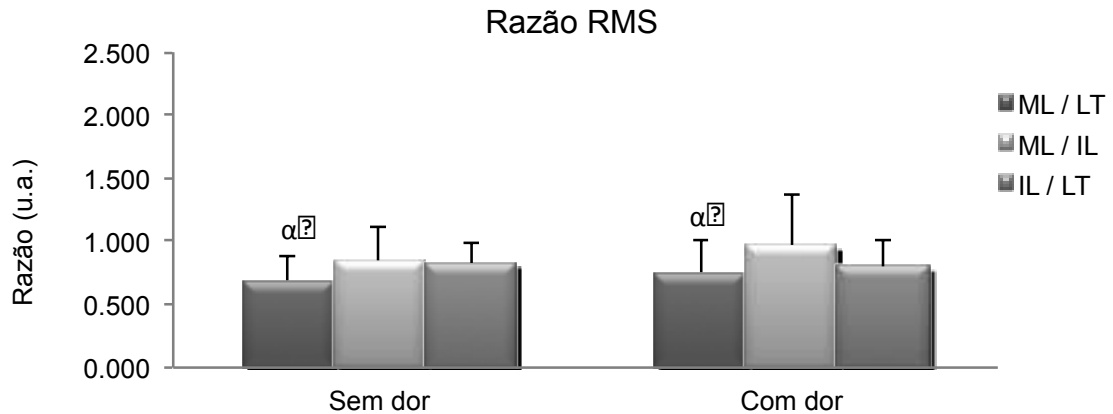


⊠ Diferença significativa em relação ao músculo IL.

Fonte: Próprio autor

Os valores de Razão RMS apresentaram-se similares entre os grupos. Já na comparação entre músculos, foram encontrados maiores valores somente para a razão ML/IL em relação à razão ML/LT (Figura 9).

Figura 9- Razão RMS para os músculos longuíssimo do tórax (LT), iliocostal lombar (IL) e multífido lombar (ML) dos grupos Sem dor e Com dor



α Diferença significativa em relação à razão ML/IL.

. Fonte: Próprio autor

Porém, foram encontradas diferenças significativas entre as razões de Fmed do grupo sem dor quando comparadas ao grupo com dor (Figuras 10) com maiores valores para o último. Além da diferença entre os grupos, também foram encontrados maiores valores para a razão ML/IL, seguido pela razão ML/LT ($p < 0.05$).

7 DISCUSSÃO

O presente estudo buscou indicadores de classificação de dor lombar baseado no TRI e em variáveis EMG como Valores Iniciais e Slopes de RMS, FM e Fmed, além da Razão ML/LT, ML/IL e IL/LT.

Diversos autores demonstraram que pessoas com dor lombar apresentam menores valores de resistência isométrica (ALARANTA et al., 1995; BIERING-SØRENSEN, 1984; NELSON et al., 1995; SMIDT et al., 1983). Entretanto, esta diferença não é um consenso na literatura. No presente estudo não foi encontrada diferença significativa no TRI entre o grupo sem dor e o grupo com dor, o que está de acordo com estudos de Sparto et al. (1997), McKeon(2006) e Hultman et al. (1993), que também não encontraram diferença nesta variável. Isto indica que o TRI é uma variável subjetiva, uma vez que depende da exaustão voluntária do pessoa, não sendo um bom classificador de dor lombar.

Quando verificamos os Valores Iniciais de RMS, notam-se valores iguais entreos grupos demonstrando taxas de disparo semelhantes das unidades motoras, com recrutamento similar(BASMAJIAN; DELUCA, 1985). Este fato pode estar relacionado com a ineficiência do grupo com dor em ativar os músculos analisados, levando estas pessoas a recrutarem outros grupos musculares para sustentar o exercício. Os maiores Valores Iniciais para o músculo LT quando comparado ao músculo ML, indica maior contribuição desta musculatura para a realização do exercício. Uma vez que o exercício proposto foi de resistência, é natural a maior contribuição de uma musculatura com maior porcentagem de fibras do tipo I, como é o caso do músculo LT quando comparado ao ML, as quais são mais resistentes à fadiga.

Já para os Valores Iniciais de Fmed, não foram encontradas diferenças entre os grupos, corroborando com estudo de Kankaanpaa et al. (2005). Entretanto foram encontradas diferenças entre os músculos, com maiores valores para o músculo ML seguido do músculo LT e menores valores para o músculo IL. Estas diferenças também podem estar relacionadas ao tipo de fibra predominante no músculo (BIEDERMANN et al., 1991; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989; ROY et al., 1990).

Fibras de tipo II em músculos da coluna vertebral, ao contrário de músculos apendiculares, possuem um diâmetro menor do que as fibras tipo I (MANNION;

DOLAN, 1996; ROY; DELUCA; CASAVANT, 1989). Com este diâmetro menor esta fibra possui uma menor velocidade de condução, o que faz com que as frequências do sinal eletromiográfico sejam menores e, conseqüentemente, os valores iniciais de FM e Fmed também sejam menores.

Portanto, maiores valores iniciais de Fmed estão relacionados com maior concentração de fibras do tipo I e menores valores estão relacionados com maior concentração de fibras do tipo II. Pessoas com dor lombar podem desenvolver atrofia de fibras do tipo II nos músculos da coluna vertebral e conseqüentemente, apresentar uma maior concentração de fibras do tipo I.

Os valores de Slopes são encontrados quando se realiza uma reta de regressão linear da variável eletromiográfica em função do tempo. Músculos da coluna vertebral respondem a contrações fatigantes com um aumento na amplitude do sinal EMG (CARDOZO; GONÇALVES, 2003; BASMAIJIAN; DELUCA, 1985; MILNER-BROWN; MELLENTHIN; MILLER, 1986), fato este encontrado no presente estudo para os dois grupos em todos os músculos. Este aumento na amplitude ocorre pelo aumento na taxa de disparo das unidades motoras ativas e pelo recrutamento de novas unidades motoras para suportar o exercício. Isto faz com que os valores de RMS aumentem em função do tempo, promovendo slopes positivos, o que indica o aparecimento de fadiga.

Já para a Fmed ocorre o inverso, com uma diminuição de seus valores em função do tempo. Isto faz com que os valores de Slopes sejam negativos. Estas mudanças nos valores em direção a uma redução estão relacionadas com mudanças fisiológicas como a forma de onda dos potenciais de ação das unidades motoras afetadas por alterações na velocidade de condução das fibras musculares. Esta velocidade diminui devido às mudanças no pH muscular que por sua vez se altera em função do acúmulo de lactato que é gerado no músculo (DELUCA, 1997). Tudo isto promove um aumento das baixas frequências e uma diminuição das altas frequências, fazendo com que se altere os parâmetros espectrais, e diminua as Fmed. Da mesma maneira que os Slopes de RMS, esta mudança também indica o aparecimento da fadiga, e ocorreu para os dois grupos em todos os músculos.

Para a Fmed também não foram encontradas diferenças entre os grupos, porém observa-se menores valores para o músculo IL, indicando este ser mais

resistente à fadiga, uma vez que sofreu uma menor diminuição de seus valores (NG et al., 1997)

Outra variável analisada no presente estudo foi a Razão EMG, observada por meio da Razão ML/LT, da Razão ML/IL e da Razão IL/LT. Esta variável diz respeito à relação de um músculo a outro, indicando sua contribuição para o exercício, e é obtida dividindo os valores de músculos caudais por valores de músculos craniais. No presente estudo as Razões RMS não apresentaram diferenças entre os grupos, observando apenas menores valores para ML/LT quando comparado a ML/IL. Já para a Razão Fmed, encontrou-se diferenças entre os grupos, e, mais ainda, diferenças no comportamento destas variáveis com menores valores de Razão IL/LT seguido pelos valores de ML/LT para ambos os grupos. Esta variável apresenta um diferenciador entre os grupos, uma vez que os maiores valores para o grupo com dor refletem maiores frequências para músculos mais caudais. Segundo Roy et al. (1995), variáveis espectrais do sinal EMG são capazes de distinguir pacientes com dor lombar de indivíduos normais, fato este observado no presente estudo pela Razão EMG.

8 CONCLUSÃO

Na busca de um indicador objetivo de classificação de dor lombar, diversos protocolos foram criados se utilizando de uma grande variedade de variáveis EMG, além do tempo de resistência isométrica. O presente estudo conclui que o TRI não é um bom classificador de dor lombar, por não apresentar diferenças entre os grupos.

Quanto às variáveis EMG, a Razão Fmed parece ser a mais indicada para a classificação quando a dor, uma vez que foi a única variável capaz de diferenciar os grupos.

REFERÊNCIAS

- AGARWAL, G .C.; GOTTLIEB, G. L. Mathematical modeling and simulation of the postural control loop: Part I. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, New York, v. 8, n. 2, p. 93-134, 1982.
- ALARANTA, H.; LUOTO, S.; HELIOVAARA, M.; HURRI, H. Static back endurance and the risk of low-back pain. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.10, n.6, p.323-324, 1995.
- AMELL, T.; KUMAR, S. Work-related musculoskeletal disorders: design as a prevention strategy. A review. **Journal of Occupational Rehabilitation**, Bethesda, v. 11, n. 4, p. 255-265, 2001.
- BALDWIN, M. L.Reducing the costs of work-related musculoskeletal disorders: targeting strategies to chronic disability cases. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 14, n. 1, p. 33-41, 2004.
- BASMAJIAN, J .V.;DELUCA, C. J. **Muscle alive**: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Willians e Wilkins, 1985.
- BIEDERMANN, H. J. et al. Power spectrum analyses of electromyographic activity: Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low back pain. **Spine**, Hagerstown, v. 16, n. 10, p. 1179-1184, 1991.
- BIERING-SORENSEN, F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. **Spine**,Hagerstown, v. 9, p. 106-119, 1984.
- BILODEAU, M. et al. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 2, n. 3, p. 121–129, 1992.
- CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by muscular endurance test in health men.**Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Louvain, v. 43, n. 6, p. 377-380, 2003.
- CHAFFIN, D. B.; PARK, K. S. A longitudinal study of low-back pain as associated with occupational weight lifting factors. **American Industrial Hygiene Association Journal**, Akron, v. 34, p. 513-525, 1973.
- DEDERING, A. et al. Electromyography and ratings of lumbar muscle fatigue using a four-level staircase protocol.**Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 17, n. 3, p. 171-176, 2002.

DELUCA, C. J. Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue in humans. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, New York, v. 11, n. 4, p. 251-279, 1984.

DELUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.

DIEËN JH van, BÖKE B, OOSTERHUIS W, TOUSSAINT HMT. The influence of torque and velocity on erector spinae muscle fatigue and its relationship to changes of electromyogram spectrum density. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 72, p. 310-315, 1996.

DIEËN, J. H. van et al. Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 66, n. 5, p. 388-396, 1993.

EDWARDS, R. H. Human muscle function and fatigue. **Ciba Foundation Symposium**, Amsterdam, v. 82, p. 1-18, 1981.

FREUND, H. J. Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. **Physiological Reviews**, Washington, v. 63, n. 2, p. 387-436 1983.

HALDEMAN, S. Low back pain: current physiologic concepts. **Neurologic Clinics**, Philadelphia, v. 17, n. 1, p. 1-15, 1999.

HERMANN, K. M.; BARNES, W. S. Effects of eccentric exercise on trunk extensor torque and lumbar paraspinal EMG. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 33, n. 6, p. 971-977, 2001.

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, Philadelphia, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

HOUK, J. C.; RYMER, W. Z. Neural control of muscle length and tension. In: BROOKS, V. B. (Ed.). **Handbook of physiology**. Baltimore: Waverley, 1981.

HULTMAN, G.; NORDIN, M.; SARASTE, H.; OHLSEN, H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. **Journal of Spinal Disorders**, Hagerstown, v. 6, n. 2, p. 114-123, 1993.

KANKAANPAA, M.; COLIER, W.N.; TAIMEL, S. Back extensor muscle oxygenation and fatigability in healthy subjects and low back pain patients during dynamic back extension exertion. **Pathophysiology**, Basel, v. 7, p. 416-423, 2005.

KANKAANPÄÄ, M. et al. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 79, p. 1069-1075, 1998.

KEYSERLING, M. et al. Establishing an industrial strength testing program. **American Industrial Hygiene Association Journal**, Akron, v. 41, p. 730-736, 1980.

KUMAR, S. Selected theories of musculoskeletal injury causation. **Biomechanics in Ergonomics**, Alberta, p. 24, 1999.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y.; ZEDKA, M. Trunk strength in combine motions of rotation and flexion extension in normal adults. **Ergonomics**, London, v. 41, n. 6, p. 835-852, 1998.

KUMAR, S.; ZEDKA, M.; NARAYAN, Y. EMG power spectra of trunk muscles during graded maximal voluntary isometric contraction in flexion rotation and extension-rotation. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 80, n. 6, p. 527-541, 1999.

LUOTO, S.; HELIOVAARA, M.; HURRI, H. et al. Static back endurance and the risk of low back pain. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 10, p. 323-324, 1995.

MANION, A.; DOLAN, P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 6, n. 3, p. 159-168, 1996.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, Philadelphia, v. 19, p. 1223-1229, 1994.

MCKEON, M.; ALBERT, W.; NEARY, P. Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic lower back pain. **Dynamic Medicine**, v.31, p.5-6, 2006

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C. J. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 69, n. 5, p. 1810-1820, 1990.

MERLETTI, R.; LOCONTE, L. R.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 1, p. 20-33, 1991.

MILNER-BROWN, H. S.; MELLENTHIN, M.; MILLER, R. G. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 67, n. 8, p. 530-535, 1986.

- MOFFROID, M. T. et al. Endurance training of extensor muscles. **Physical Therapy**, Albany, v. 73, n. 1, p. 10-17, 1993.
- MOFFROID, M.T. Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Baltimore, v.34, n.4, p. 440-447, 1997.
- MORLOCK, M. M. et al. Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 76, n. 1, p. 75–80, 1997.
- NELSON, B.W.; O'REILLY, E.; MILLER, M.; HOGAN, M., WEGNER, J.A.; KELLY, C. The clinical effects of intensive, specific exercise on chronic low back pain: a controlled study of 895 consecutive patients with 1-year follow up. **Orthopedics**, Chicago, v.18, n.10, p.971-981, 1995.
- NG, J. K.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. **Physical Therapy**, Albany, v. 77, n. 9, p. 954-961, 1997.
- NG, J. K.; RICHARDSON, C. A: Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 77, n. 3, p. 259-264, 1996.
- NORDIN, M.; KAHANOVITZ, N.; VERDERAME, R.; PARNIANPOUR, M.; YABUT, S.; VIOLA, K.; GREENIDGE, N.; MULVIHILL, M. Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 1: Normal endurance and trunk muscle strength in 101 women. **Spine**, Philadelphia, v.12, n.2, p.105-111, 1987.
- PELTONEN, J.E.; TAIMELA, S.; ERKINTALO, M.; SALMINEN, J.J.; OKSANEN, A.; KUJALA, U.M. Back extensor and psoas muscle crosssectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v.77, n.1-2, p.66-71, 1998.
- ROY, S. H. et al. Fatigue, recovery and low back pain in varsity rowers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 22, n. 4, p. 463–469, 1990.
- ROY, S. H. et al. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. **Spine**, Hagerstown, v. 20, n. 1, p. 38-48, 1995.
- ROY, S. H.; DELUCA, C.; CASAVANT, D. Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. **Spine**, Hagerstown, v. 14, n. 9, p. 992-1001, 1989.

SEIDEL, H.; BEYER, H.; BRÄUER, D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 56, p. 592-602, 1987.

SMIDT, G. L.; BLANPIED, P. R.; WHITE, R. W. Exploration of mechanical and electromyographic responses of trunk muscles to high-intensity resistive exercise. **Spine**, Hagerstown, v. 14, n. 8, p. 815–830, 1989.

SMIDT, G.; HERRING, T.; AMUNDSEN, L.; ROGERS, M.; RUSSELL, A.; LEHMANN, T. Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. **Spine**, Hagerstown, v.8, n.2, p.211-219, 1983.

SOLOMONOV, M. et al. The EMG-force model of electrically stimulated muscle: dependence on control strategy and predominant fiber composition. **IEEE Transactions on Bio-medical Engineering**, New York, v. 34, n. 9, p. 692-703, 1987.

SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; REINSEL, T. E. et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. **Spine**, Hagerstown, v. 22, p. 418-426, 1997.

SUNG PS, ZURCHER U, KAUFMAN M. Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain. **Medical Science Monitor**, Bethesda, v. 11, n.1, p. CS1-5, 2005.

YOSHITAKE, Y.; UE, H.; MIYAZAKI, M. et al. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mecanomyography, and near-infrared spectroscopy. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 84, p. 174-179, 2001.

Aluno

Orientador