

AUGUSTO CÉSAR FERREIRA GAUGLITZ

***ANÁLISE DO LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO DO
MÚSCULO ERETOR DA ESPINHA NO MOVIMENTO ISOTÔNICO
RESISTIDO, COM E SEM O USO DO CINTO PÉLVICO.***

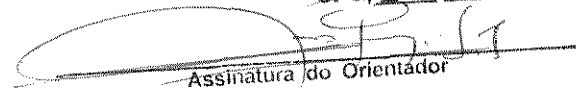
Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas, para
obtenção de título de Mestre em Biologia
e Patologia Buco-Dental

PIRACICABA
2001

AUGUSTO CÉSAR FERREIRA GAUGLITZ

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG 18/03/2002


Assinatura do Orientador

***ANÁLISE DO LIMAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO DO
MÚSCULO ERETOR DA ESPINHA NO MOVIMENTO ISOTÔNICO
RESISTIDO, COM E SEM O USO DO CINTO PÉLVICO.***

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção de Título de Mestre
em Biologia e Patologia Buco-Dental

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra

Prof. Dr. José Roberto Moreira de Azevedo

Profa. Dra. Darcy de Oliveira Tosello

**PIRACICABA
2001**

UNIDADE Be
Nº CHAMADA T/UNICAMP
6234a
V _____ EX _____
TOMBO BC/ 49184
PROC 16.837/02
C _____ D Y _____
PREÇO R\$ 11,00
DATA _____
Nº CPD _____

CM00167686-3

BIB ID 241021

Ficha Catalográfica

G234m a Gauglitz, Augusto Cesar Ferreira.
Movimento isotônico resistido, com e sem o uso do cinto pélvico
/ Augusto Cesar Ferreira Gauglitz. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
xiv, 166p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Mauro Gonçalves.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Levantamentos. 3. Fadiga. I. Gonçalves,
Mauro. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de Fevereiro de 2001, considerou o candidato AUGUSTO CESAR FERREIRA GAUGLITZ aprovado.

1. Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

2. Prof. Dr. JOSÉ ROBERTO MOREIRA AZEVEDO

3. Profa. Dra. DARCY DE OLIVEIRA TOSELLO

2022.2839

Dedico este trabalho à minha esposa Vânia que nos momentos mais difíceis me incentivou, me compreendeu e elevou a minha auto estima.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de primeiramente agradecer a Deus pela proteção que tive nos momentos mais difíceis que passei durante este árduo trabalho.

Aos meus pais por todo o incentivo que desde o início me motivaram para alcançar os meus objetivos e acima de tudo, me transmitindo segurança e proteção.

Ao Sr. Diretor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum por ter possibilitado a realização deste trabalho nessa instituição e que eu atingisse esse grande passo em minha carreira.

Ao Prof. Dr. Mauro Gonçalves pela participação ativa e direta neste passo a caminho do nosso engrandecimento profissional, nos ensinando a conciliar os momentos de austeridade e amizade, fatores primordiais na realização de um trabalho científico, meu eterno agradecimento.

Ao Prof. Dr. Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra (in Memoriam) que desde o início mostrou-se pronto para me auxiliar nos momentos mais difíceis que passei e acima de tudo tornando-se um grande amigo.

À Profa. Dra. Darcy de Oliveira Tosello que prestigiosamente me ajudou e me estimulou a atingir o tão esperado mérito e não mediu esforços para alcançar meus objetivos.

Aos meus amigos Adalgiso, Bruno, Sarah e a todos os voluntários que participaram direta e indiretamente da minha pesquisa, meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO	Páginas
LISTA DE FIGURAS.....	1
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	4
RESUMO.....	5
ABSTRACT.....	7
INTRODUÇÃO.....	9
REVISÃO DE LITERATURA.....	13
MATERIAL E MÉTODOS	51
RESULTADOS.....	61
DISCUSSÃO.....	91
CONCLUSÃO.....	139
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	141
ANEXOS.....	165

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Conjunto de equipamentos utilizados para o teste de determinação do limiar de fadiga eletromiográfico. a - M.A. Isostation b - Sistema de polia duplas(Página 57).

Figura 2: Posicionamento dos eletrodos de superfície sobre os músculos eretor da espinha direito e esquerdo(Página 57).

Figura 3: Detalhe da posição inicial do movimento de levantamento a abaixamento de carga sem o uso do cinto pélvico. a – Metrônomo(Página 57).

Figura 4: Posição inicial do movimento de levantamento de carga com o uso do cinto pélvico. a -cinto pélvico(Página 57).

Figura 5: Posição inicial do movimento de levantamento e abaixamento de carga sem o uso do cinto pélvico. a – Fotorresistor b - Expansão dos 4 canais do módulo de aquisição de sinais biológicos(Página 58).

Figura 6: Posição final do abaixamento de carga sem o uso do cinto e inicial do levantamento de carga sem o uso do cinto.(Página 58).

Figura 7: Posição inicial do abaixamento de carga com o uso do cinto e final do levantamento de carga com o uso do cinto.(Página 59).

Figura 8: Posição final do abaixamento de carga com o uso do cinto e inicial do levantamento de carga com o uso do cinto.(Página 59).

Figura 9: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga sem o uso do cinto.(Página 62).

Figura 10: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga sem o uso do cinto.(Página 65).

Figura 11: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga sem o uso do cinto.(Página 68).

Figura 12: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga sem o uso do cinto.(Página71).

Figura 13: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga com o uso do cinto.(Página 74).

Figura 14: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga com o uso do cinto.(Página 77).

Figura 15: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga com o uso do cinto.(Página 80).

Figura 16: Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga com o uso do cinto.(Página 83).

Figura 17: Valores de RMS médios (μ a) e desvios padrão dos músculos eretores da espinha direito (ED) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.(Página 87).

Figura 18: Valores de RMS médios (μ a) e desvios padrão dos músculos eretores da espinha esquerdo (EE) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.(Página 87).

LISTA DE ABREVIações

EMG- Eletromiografia

EE- Músculo eretor da espinha esquerdo

ED- Músculo eretor da espinha direito

L- Levantamento

A- Abaixamento

CC- Com o uso do cinto

SC- Sem o uso do cinto

RMS- Root mean square

DMS- Diferença mínima significativa

EELSC- Eretor da espinha esquerdo no levantamento sem o uso do cinto

EELCC- Eretor da espinha esquerdo no levantamento com o uso do cinto

EEASC- Eretor da espinha esquerdo no abaixamento sem o uso do cinto

EEACC- Eretor da espinha esquerdo no abaixamento com o uso do cinto

EDLSC- Eretor da espinha direito no levantamento sem o uso do cinto

EDLCC- Eretor da espinha direito no levantamento com o uso do cinto

EDASC- Eretor da espinha direito no abaixamento sem o uso do cinto

EDACC- Eretor da espinha direito no abaixamento com o uso do cinto

μ V- Micro volts

mV- Milivolts

IAP- Pressão intra abdominal

CVM- Contração voluntária máxima

CIVM- Contração isométrica voluntária máxima

A/D- Analógico/digital

EMG_{LF}- Limiar de fadiga eletromiográfica

LF- Limiar de fadiga

RESUMO

O presente estudo tem por objetivo desenvolver um protocolo para determinar o limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha dos lados direito e esquerdo, quando submetidos a contrações isotônicas resistidas mecanicamente e o efeito do uso ou não de um cinto pélvico neste índice, instrumentalizando assim uma metodologia de diagnóstico da capacidade física daqueles que têm o levantamento e abaixamento de carga como atividades de trabalho e colaborar assim com a prevenção de lesões por esforços repetitivos ao elevar e abaixar uma carga.

Para tanto foram analisados 10 voluntários do sexo feminino com idade variando entre 18 a 21 anos ($20,1 \pm 0,737$), sem antecedentes de doenças músculo-esquelética. Utilizou-se de 15%, 25% e 50% da carga máxima individual obtida segundo protocolo proposto por BITTERCOURT (1994) e oferecida por um sistema de polias duplas. A voluntária foi posicionando com o tronco ereto e quadril estendido a partir da qual realizou a flexão do quadril até 45° , no equipamento denominado de M.A. Isostation 2.000. Utilizou-se eletrodos de superfície (Meditrace) posicionados sobre o músculo eretor da espinha bilateralmente segundo KUMAR (1997) os quais foram conectados num módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx), de quatro canais. A frequência de amostragem foi de 1000 Hz. Em cada registro foi realizada uma análise numérica obtendo-se o valor de RMS (Root Mean Square) do sinal. Com o objetivo de determinar o limiar de fadiga eletromiográfico, utilizou-se a metodologia proposta por DeVries (1982). Baseado nos resultados obtidos conclui-se que o protocolo proposto para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, efetiva-se como uma ferramenta que permite uma avaliação da capacidade de rendimento neste padrão de movimento. O uso do cinto pélvico durante o teste proposto para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento de 15%, 25% e 50% de carga, não apresentou efeito sobre os índices de fadiga eletromiográfico encontrados. Outras quantidades de carga que geraram os coeficientes de inclinação e que permitiram o desenvolvimento das curvas para determinação do limiar de fadiga e nos períodos de duração do teste devem ser investigadas no sentido de otimizar o teste proposto. Quanto ao comportamento cinesiológico os músculos eretores da espinha do lado direito e esquerdo em todas as fases apresentaram aumento da atividade eletromiográfica a medida que se aumenta a concentração da carga independente do uso ou não do cinto pélvico. A fase de levantamento é aquela que desenvolve maior atividade eletromiográfica nos músculos eretores da espinha direito e esquerdo em relação ao abaixamento.

ABSTRACT

The subject of the present study aims to develop a protocol in order to determine the threshold of electromyographic fatigue of the left and right sides of the spine erecting muscle when subject to mechanically resisted isotonic contractions and the effects in using or not a pelvic belt in such index, therefore implementing a methodology for physical capacity diagnosis for those who raise and lower loads as working tasks therefore collaborating in the prevention of injuries caused by repetitive efforts in raising and lowering loads.

Ten female volunteers aged between 18 and 21 years old ($20,1 \pm 0,737$) with no history of skeletal muscular illness have been analyzed. According to a protocol suggested by BITTERCOURT (1994) 15%, 25%, and 50% of individual maximum load obtained have been used and offered by a double pulley system. The volunteer was positioned with erect trunk / torso and stretched hips. The hips were inflected up to 45° in the equipment named M.A. Isostation 2000. Surface electrode (Meditrace) were placed over both sides of the spine erecting muscle according to KUMAR (1997) and then connected to a four-channel biological sign acquisition mode (Lynx). The sample frequency was 1000 HZ. A numerical analysis was performed on each register to obtain the RMS (Root Mean Square) signal value. In order to determine the threshold of electromyographic fatigue a methodology proposed by DeVries (1982) was used. According to the achieved results it was concluded that the protocol proposed to determine the threshold of electromyographic fatigue of the left and right sides of the spine erecting muscles, during raising and lowering of 15%, 25% and 50% of maximum load is carried out as a tool for the evaluation of the output capacity in that movement pattern. The use of the pelvic belt during the test designed to determine the threshold of electromyographic fatigue of the left and right sides of the spine erecting muscles, during the raising and lowering of 15%, 25% and 50% of the load had no effect on the electromyographic fatigue index found. Other load quantities which generated the leaning factors which allowed for the development of the bends to determine the threshold of fatigue and during the test must be investigated in order to improve the proposed test.

The electromyography of the left and right sides of the spine erecting muscles presented an increase in the electromyographic activity in all stages as the concentration of the load was increased in spite of the use or not of the pelvic belt. The raising stage develops a higher electromyographic activity on the left and right spine erecting muscles in relation to the lowering one. The use of the belt has no effect on the electromyographic activity on the left and right sides of the spine erecting muscle during the raising and lowering of 15%, 25%, and 50% of the maximum load.

INTRODUÇÃO

Um dos maiores problemas de saúde ocupacional em todos os tipos de trabalho e nas atividades de vida diária é o ato de levantar carga sem orientação e consciência, sendo nos dias de hoje um problema que muito preocupa o sistema de saúde de qualquer país, devido aos altos níveis de afastamentos e incapacitações acompanhados principalmente pelas dores na região lombar, o que segundo FRYMOYER (1990) existe um aumento da incidência, prevalência e sintomas nesta região, com grande impacto sobre a saúde no trabalho, o que resulta em deteriorações ou inaptidão dos indivíduos trabalhadores com um considerável custo para sociedade sendo que SNOOK & JENSEN (1984) referem ser a principal causa de inaptidão em pessoas abaixo de 45 anos de idade, sendo que essa dor do ponto de vista econômico é prejudicial às empresas.

Estudos retrospectivos das causas da dor lombar identificaram como fatores de riscos profissionais: o trabalho físico pesado, o trabalho sedentário, as rotações e torções freqüentes da coluna, elevação de cargas pesadas freqüentes, vibrações com veículos motrizes (BIGOS et al; FRYMOYER et al, 1983).

Em trabalhadores na fundição de alumínio é exigido 75% da capacidade isométrica máxima para erguer peso, com isso aumentando a procura de setores médicos e o aparecimento de lesões músculo-esqueléticas (KEYSERLING et al, 1980).

Em estudos epidemiológicos sobre as disfunções na região lombar, avaliou-se uma grande incidência de riscos e desordens musculoesqueléticas nas indústrias de construção (KARMAUS, 1987).

Um estudo realizado por MOHAMED (1991) mostrou que 65% dos relatos de dores na região lombar todos os dias durante um ano foram relacionadas a trabalhadores semi-qualificados da construção civil.

RIIHIMAKI et al., (1990) comparou a degeneração lombar comparando exames radiográficos de 216 trabalhadores da construção civil e 201 pintores de casa entre 25 e 54 anos de idade, demonstrando que os pintores de casa mostraram aparecimento de hérnia discal em 10 anos de trabalho enquanto que os trabalhadores da construção civil tiveram o aparecimento de hérnia discal em 5 anos de trabalho.

Diante dos diversos fatores que influenciam a coluna lombar durante o levantamento e abaixamento manual de carga no trabalho, sabe-se que as diversas qualidades físicas deficitárias nos trabalhadores, apresentam-se como causas das lesões musculoesqueléticas à resistência física, cuja fadiga constitui-se no fenômeno biológico mais comum e normalmente associado aos fatores biomecânicos que somam-se para aumentar as estatísticas de afastamentos muitas vezes definitivos no trabalho.

As dores lombares segundo PATRICK et al (1999) apresentam mais de 85% de indivíduos adultos que possuem experiências com dores lombares, que interferiam no trabalho ou em atividades da vida diária.

FRYMOYER (1990) relatou que 25% das pessoas com idades entre 30 e 50 anos relataram sintomas de dores na região lombar e que são estimados anualmente custos diretos com médicos excedendo a cifra dos \$24 bilhões de dólares no ano de 1990 nos Estados Unidos.

AYOUB (1979) relata que em média 400.000 pessoas sofrem de lesões na coluna todos os anos nos Estados Unidos, e com o avanço da ciência e desenvolvimento de softwares, estudar os indivíduos com relação ao levantamento de carga ficou tecnicamente viável, onde o indivíduo pode ser selecionado e adaptado no trabalho através de exames para que estes trabalhadores desempenhem suas funções sem prejudicar a saúde a curto e longo prazo.

GENAIDY (1995) relatou que nos últimos anos houve um aumento do uso de cintos pélvicos nas indústrias dos Estados Unidos para reduzir a frequência e concomitantemente custos das lesões da coluna lombar. Há uma pergunta a ser questionada: Será que o cinto pélvico diminui as cargas na região lombar em trabalhadores?. Porém o uso do cinto pélvico é ainda politicamente discutido dentro as indústrias nos Estados Unidos.

Diante destas constatações de sobrecarga na coluna vertebral, destaca-se o músculo eretor da espinha como fundamental para a estabilidade da coluna, principalmente durante o levantamento de carga. Neste sentido é que o presente estudo tem por objetivo desenvolver um protocolo para determinar o limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha dos lados direito e esquerdo, quando submetido a contrações isotônicas resistidos mecanicamente e

o efeito do uso ou não de um cinto pélvico neste índice, instrumentalizando assim uma metodologia de diagnóstico da capacidade física daqueles que têm o levantamento e abaixamento de carga como atividades de trabalho e colaborar assim com a prevenção de lesões por esforços repetitivos ao elevar e abaixar uma carga.

REVISÃO DE LITERATURA

Para a National Safety Council o levantamento de cargas pesadas causa um alto “stress” no sistema músculo esquelético, resultando em 25% de todo o índice de acidentes nas indústrias relatado por FREIVALDS et al., (1984). Já TROUP (1965) relata que na Inglaterra, mais de 20% dos acidentes na indústria ocasionam lesões na coluna lombar sendo 50% a 60% resultantes de levantamento de carga.

São muitas as variáveis estudadas no levantamento manual de carga, por exemplo o posicionamento das articulações no início e durante o levantamento (SEDGWICK et al., (1989), GARG & HERRIN (1979), HART et al., (1987), NWUBA & KAUL (1986), MCGILL & NORMAN (1985), DELITTO & ROSE (1987), GRACOVETSKY et al., (1981), MCGILL & NORMAN (1986), SCHULTZ et al., (1982), NACHEMSON (1971), CLARKE (1945), SCHIPPLEIN et al., (1990) e em particular os trabalhos de ANDERSSON et al. (1977), e CHAFFIN & PARK (1973), que verificaram normalmente ocorrer o maior nível de lesões quando o indivíduo realiza o levantamento da carga com uma extensão da articulação do quadril estando os joelhos estendidos.

A velocidade de execução do movimento segundo FREIVALDS et al., (1984), KUMAR et al., (1988), é outro fator que interfere na atividade eletromiográfica durante o levantamento manual de carga.

ÖRTENGREN & ANDERSSON (1977), WINTERS & WOO (1990), GARHAMMER & LAUGHLIN (1980), KIPPERS & PARKER (1984), WINTERS &

WOO (1990), , JONSSON (1971), COOK & NEUMANN (1987), STALHAMMAR et al., (1987), SULLIVAN (1989), SEROUSSI & POPE (1987), SCHIPPLEIN et al., (1990), KUMAR & DAVIS (1983), para avaliar a ação dos músculos durante o levantamento manual de carga, utilizaram como instrumento a eletromiografia, permitindo assim uma correlação entre o esforço muscular e as forças externas que atuam no ser humano durante esta atividade.

Dentre as muitas variáveis aqui destacadas, a presente revisão enfatizará os estudos realizados sobre o efeito do uso de cintos pélvicos sobre a atividade de determinados músculos envolvidos durante o levantamento e abaixamento manual de carga e a metodologia para determinar o limiar de fadiga eletromiográfico durante atividades que envolvem sobrecarga, durante as contrações isotônicas resistidas.

QUANTO AO USO DE CINTO PÉLVICO

O uso de acessórios com intuito de proteção da coluna vertebral durante o levantamento manual de carga tem sido estudado (LANDER et al., 1990; LANDER et al., 1992), sendo associado a este outras variáveis que interferem na atividade muscular como destacado por UDO et al., (1995), que verificaram o efeito do cinto, da experiência no seu uso e ao tipo de respiração na atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdome, oblíquo externo do abdome e eretor da espinha ao nível de L1-2, L3-4, durante o levantamento manual de carga concluindo-se que o cinto, dependendo da experiência no seu uso, afeta a atividade eletromiográfica, isto é, o grupo que apresentava alta experiência sua atividade era significativamente afetada pelo cinto. Para o grupo com baixa experiência, o uso de cinto promoveu um efeito reverso na atividade eletromiográfica. O efeito do cinto na atividade eletromiográfica depende das condições respiratórias. Sendo significante durante a manutenção da respiração e durante a inspiração, mas não durante a expiração.

Segundo CIRIELLO & SNOOK (1995) analisando trabalhadores industriais no levantamento de carga, onde a carga foi determinada psicofisiologicamente, os indivíduos fizeram o uso ou não do cinto pélvico, onde não houve diferenças na máxima resistência isocinética e nos parâmetros espectrais da eletromiografia dos músculos extensores lombares com o uso do cinto pélvico durante o levantamento de carga nas tarefas mais pesadas.

MAJKOSWISKI (1998) investigou indivíduos com e sem o uso do cinto pélvico realizando levantamentos dinâmicos concluindo que o uso do cinto pélvico minimiza a fadiga lombar e a produção de força no levantamento de carga isométrico.

REYNA (1995) testou o efeito do cinto na força isométrica lombar isolada e a capacidade do levantamento dinâmico funcional, onde os indivíduos fizeram o uso ou não do cinto com levantamentos de carga progressiva concluindo que o cinto pélvico não influenciou na força isométrica do músculo lombar ou na capacidade dinâmica do levantamento.

GONÇALVES (1996) analisou eletromiograficamente o uso ou não do cinto pélvico em diferentes alturas durante o levantamento e abaixamento e relatou que a interferência do cinto alterou a atividade eletromiográfica dependendo da postura inicial de levantamento adotada, diminuindo essa atividade para os músculos reto da coxa e bíceps da coxa (cabeça longa) com o joelho em extensão e tronco em extensão, e o reto da coxa e oblíquo do abdome na posição do joelho fletido e o tronco em extensão ao nível do solo e verificou que não interferiu na atividade eletromiográfica de todos os músculos na posição do joelho em extensão e tronco fletido e joelho fletido e tronco em extensão.

MACGORRY & HSIANG (1999) pesquisaram o efeito do cinto pélvico, técnica respiratória e a interação entre os movimentos lombares em diferentes ângulos nas diversas tarefas de levantamento de carga e concluíram que o uso do cinto pélvico e a técnica respiratória interagiram durante a fase inicial do levantamento e alteraram significativamente os ângulos lombares e pélvicos e o

movimento lombar teve uma significativa diminuição com o uso do cinto pélvico durante o levantamento de carga.

SPARTO (1998) estudou a evolução do levantamento manual de carga com cinto pélvico pela coordenação multiarticular e resistência para executar esta tarefa. Durante os estudos com o uso do cinto pélvico pode ser notado que houve uma restrição do movimento sagital e diminuição da velocidade. No entanto, o uso do cinto pélvico diminuiu os riscos de dores na região lombar e lesões em outras articulações sendo portanto recomendável o uso do cinto pélvico como medida de prevenção.

Em estudos realizados por SMITH (1996) em mulheres saudáveis enfocando o uso do cinto pélvico, força do músculo abdominal e a habilidade do levantamento, propôs: 1) efetivar ou determinar as habilidades de mulheres levantando carga com suporte pélvico 2) Determinar se o suporte pélvico é efetivo com os músculos abdominais fortes ou fracos 3) Determinar se o peso máximo varia de acordo com a força do músculo abdominal. Porém quando se aplicou o uso do cinto pélvico no levantamento manual de carga, melhorou suas habilidades de levantamento ligeiramente, ainda que significativa estatisticamente, mas não é totalmente indicado para aumentar a capacidade no levantamento manual da carga.

LEE (1999), examinando indivíduos com uso do cinto pélvico com mudanças do ângulo lombossacral nas posturas em pé, sentado e levantando da posição sentado, onde foi significativo o exame eletromiográfico utilizando o cinto

pélvico e nos exames radiográficos, sendo que o único efeito foi a diminuição da movimentação lombar e um aumento da atividade mioelétrica da região lombar.

MITCHELL et al (1994) analisando indivíduos que levantavam carga com e sem cinto pélvico foi detectado que o diagnóstico e o tratamento menos invasivo e com baixo custo ocorreu em pacientes lesados sem o uso do cinto do que aqueles lesados com o uso do cinto pélvico e que os programas de treinamento são mais efetivos na prevenção do que os cintos que foram minimamente efetivos na prevenção.

Em uma revisão realizada por RYS (1995) indicam que os cintos pélvicos têm um potencial de vantagens e desvantagens os quais parecem reduzir o estresse no levantamento, porém podem conduzir a uma falsa sensação de segurança e que podem debilitar o corpo, mas também podem ocorrer essa situação sem o uso do cinto sugerindo que mais pesquisas sejam realizadas.

A NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health), mesmo baseando-se em dados científicos ainda insuficientes, recomenda-se o uso do cinto pélvico nos indivíduos durante o levantamento manual de carga.

LAVENDER (1998) indica que o levantamento manual de carga com cinto pélvico não foi efetivo, independente da postura utilizada e que a eletromiografia não foi alterada devido o uso do cinto pélvico durante o levantamento manual de carga. Pela ausência de informações dos efeitos do uso do cinto no levantamento manual de carga o autor apresenta uma incerteza sobre seu uso, mas crê que esses dados ajudarão a fundamentar corretas decisões

relativas ao uso do cinto pélvico durante o levantamento manual de carga e objetivar técnicas para treinar individualmente os voluntários nesta atividade.

BOURNE (1991) analisando os efeitos do cinto no levantamento de carga e na perda de estatura atribuída à uma diminuição da altura dos discos intervertebrais durante o levantamento de carga, relatou que os cintos pélvicos são freqüentemente usados durante o levantamento de carga, suportando, estabilizando e atenuando a descarga de peso na coluna vertebral e que através de um estadiômetro durante o levantamento de carga quantificou uma diminuição de altura do indivíduo quando não usavam o cinto pélvico, sugerindo assim um benefício do uso do cinto pélvico durante o levantamento manual de carga fundamentado na hipótese de que o uso do cinto auxilia a estabilizar o tronco.

Analisando os efeitos do levantamento de carga com o uso do cinto pélvico na ativação dos músculos do tronco na aplicação de uma carga súbita, THOMAS (1999) destaca as informações da NIOSH (1991) (National Institute for Occupational Safety and Health) que relata existirem dados e evidências biomecânicas e epidemiológicas insuficientes para recomendar o uso do cinto pélvico em indústrias, sendo determinadas duas hipóteses com relação ao levantamento de carga com uso do cinto pélvico: a) Se levantar carga com uso do cinto pélvico alteram o pico da atividade eletromiográfica durante a aplicação de uma carga súbita b) se no levantamento de carga com o uso do cinto pélvico tem uma maior resposta nos músculos do tronco quando são aplicadas cargas súbitas no levantamento na posição assimétrica.

THOMAS (1999) relatou que o cinto reduziu o pico do sinal eletromiográfico no músculo eretor das espinha, onde no movimento assimétrico a redução foi de 3% e no simétrico foi de 2% e que o uso do cinto pélvico durante o levantamento de carga ainda é um paradigma devido à pequena proteção que o cinto oferece ao trabalhador.

DUPLESSIS (1998) relatou em seus estudos que o uso do cinto pélvico em indústrias tem aumentado, apesar da falta de evidências científicas de sua eficácia. Neste sentido analisou o efeito do uso do cinto pélvico em 15 indivíduos levantando cargas de 15Kg repetidamente em uma frequência de 20 levantamentos por minuto, concluindo que não houve diferença significativa no levantamento com e sem cinto pélvico e que o cinto não auxiliou os músculos paravertebrais à estabilizar a coluna vertebral durante o levantamento de carga segundo dados eletromiográficos.

LAVENDER (2000) avaliou em seu estudo se o uso do cinto pélvico realmente protege a coluna em condições de levantamentos simétricos e assimétricos testando 3 diferentes variáveis: o uso do cinto, o uso de uma pré-carga e a simetria do levantamento da carga, onde os indivíduos elevaram uma carga de 7.5% do peso do indivíduo que estava dentro de uma caixa; Porém o autor relatou que com o uso do cinto pélvico reduziu o movimento de flexão do tronco durante o levantamento simétrico, mas no levantamento com inclinação o pico da amplitude eletromiográfica aumentou no movimento assimétrico o que conclui que o uso do cinto como fator de proteção à coluna vertebral ainda é questionável.

Estudos realizados por LEE (2000) examinou os efeitos do cinto pélvico nas mudanças de ângulos da coluna lombar sagitalmente onde foram avaliados através de radiografias e videograficamente nas posições em pé, levantando e abaixando cargas nos níveis de L1/L3, L3/L5, L5/S1 e L1/S1 em radiografias laterais onde os dados radiográficos revelaram a interação dos efeitos entre a postura do trabalho e o uso do cinto pélvico, sendo que os efeitos do cinto pélvico nas trocas de ângulos lombares na postura sagital envolveram uma flexão do joelho pois em um momento da flexão do tronco à 15 graus com cinto pélvico o joelho compensou o movimento; assim o cinto pélvico limita os movimentos de flexão do tronco na postura sagital.

PAN (1999) em seus estudos examinou as variáveis de estresse biomecânico (exposição física no trabalho) relacionando o tipo de trabalho, gênero de trabalho e o uso do cinto pélvico em 134 trabalhadores com a principal preocupação de descrever quantitativamente a exposição física no trabalho e determinar os graus para as quais estas variáveis quantitativas correlacionem com o tipo de trabalho e o uso do cinto pélvico; utilizando o método denominado PATH (*Postural, Activity, Tools, Handling*) em frequências de levantamentos diferentes com 35,9 para gerentes de departamento, 48,8 para estocadores e 137,4 para descarregadores onde o percentual de fadiga com o uso do cinto pélvico foi de 63% para descarregadores, 48% para estocadores e 25% para gerentes de departamento constatando assim uma diminuição do estresse biomecânico e o desenvolvimento de melhores estratégias para controlar a distribuição da carga para diferentes cargos no trabalho.

QUANTO AO AUMENTO DA PRESSÃO INTRA-ABDOMINAL

O aumento da pressão intra-abdominal é freqüente durante o levantamento e abaixamento de carga sendo pesquisado na literatura.

Estudos realizados por MIYAMOTO (1999) avaliaram o efeito do cinto abdominal na performance de levantamento, ativação muscular, pressão intra-abdominal (IAP) e atividade dos músculos eretores da espinha medidos simultaneamente com a manobra de VALSALVA (técnica respiratória onde o indivíduo realiza uma inspiração profunda com o fechamento da glote mantendo o ar em seu pulmão durante alguns segundos) durante o levantamento isométrico sendo que a atividade do eretor da espinha diminuiu significativamente com o uso do cinto durante manobra de VALSALVA e durante o exercício isométrico máximo de levantamento e o pico de IAP não foi alterada. A eletromiografia do músculo reto abdominal com o uso do cinto durante a manobra de VALSALVA no levantamento isométrico com extensão de joelho. A conclusão foi que o cinto abdominal contribuiu para aumentar a atividade muscular e a pressão intra-abdominal e também na estabilizar o tronco durante os exercícios de levantamento de carga.

MORRIS et al (1961) que investigaram a hipótese de que a caixa torácica que é cheia de ar, e a cavidade abdominal que pode estar preenchida com materiais sólidos e semi- sólidos e que sob certas circunstâncias, são capazes de oferecer um suporte substancial à coluna fletida onde a contração dos músculos do tronco converte estas câmaras em cilindros de parede quase rígidas

, que resiste a uma parte da força gerada pela carga colocada sobre o tronco e por isso alivia a carga sobre a coluna.

Segundo CHOLEWICKI (1999), o aumento da pressão intra abdominal é comumente observada quando a coluna desempenha atividade física com a hipótese de aumentar a estabilidade da região lombar. A estabilidade mecânica da coluna lombar é uma importante consideração nas estratégias de prevenção e reabilitação das lesões lombares.

LANDER (1992) em seu estudo, examinou o efetivo uso do cinto pélvico durante as múltiplas repetições de exercícios de levantamento examinando os músculos oblíquo externo do abdome, eretor da espinha, vasto lateral e bíceps da coxa em cinco indivíduos executando oito tentativas com duas condições: com e sem o uso do cinto; verificou que o cinto aumentou a pressão intra abdominal, e que não houve outras alterações com o uso do cinto nas oito repetições.

HODGSON (1996) realizou uma revisão literária sobre o uso do cinto onde pode afirmar que o cinto pélvico age diminuindo a carga na coluna vertebral durante o levantamento manual de carga; diminui a compressão nos discos intervertebrais; aumenta a pressão intra abdominal; atua na proteção da coluna, mesmo limitando o movimento da coluna no levantamento manual de carga; e como apoio psicológico requer ainda estudos adicionais.

CHOLEWICKI (1999) examinou os efeitos do aumento da pressão intra abdominal e o cinto abdominal e a estabilidade da coluna lombar com duas hipóteses: 1) Um aumento da pressão intra abdominal conduz para o aumento da estabilidade da coluna lombar; 2) Se usando o cinto abdominal aumentando a

estabilidade da coluna lombar; onde pode-se concluir que o cinto abdominal aumentou a pressão intra abdominal, aumentando a estabilidade do tronco em todos os movimentos testados (o indivíduo estava semi-ajoelhado e realizou flexão, extensão e lateralização do tronco) e houve um aumento da atividade eletromiográfica dos 12 músculos testados devido ao aumento da pressão intra abdominal. Porém o uso do cinto aumenta a pressão intra abdominal, mas seus benefícios devem ser interpretados com precaução devido a diminuição da ativação de alguns músculos extensores do tronco.

HARMAN (1989) analisando os efeitos do cinto pélvico na pressão intra-abdominal durante o levantamento manual de carga onde tem sido amplamente estudado com a hipótese de reduzir o potencial lesivo de forças compressivas no disco intervertebral durante o levantamento de carga, foi utilizado um monitoramento com o uso de um computador, um cateter de transdução e uma plataforma de força, sendo que o autor sugeriu que através de resultados o uso do cinto durante o levantamento de carga aumentou a pressão intra-abdominal e que pode reduzir as forças de compressão do disco intervertebral podendo melhorar a segurança no levantamento de carga.

UDO (1995) em seus estudos relatou que o cinto pélvico é uma importante medida de prevenção nas dores lombares. A primeira teoria atribuída a esse fato é a efetivação da aplicação do cinto pélvico e da pressão intra abdominal testando em indivíduos elevando 4 diferentes cargas (0, 10, 20 e 30 Kg) em diferentes ângulos (0, 30, 60 e 90 graus) em 16 tentativas cada indivíduo, onde a carga aumentou e a pressão intra-abdominal aumentou significativamente;

Contudo, na carga de 0Kg a pressão intra-abdominal diminuiu significativamente e com cargas acima 10 Kg a pressão intra-abdominal aumentou e que o uso do cinto limitou alguns movimentos durante o levantamento em alguns ângulos.

Estudos realizados por LANDER (1990) examinou a eficácia do uso do cinto pélvico durante o levantamento e abaixamento manual de carga onde os indivíduos realizaram 3 tentativas com uso do cinto pélvico em 70, 80 e 90% de repetição máxima sendo coletados os sinais dos músculos reto do abdômen, oblíquo externo do abdome e eretor da espinha, onde o autor sugere que há várias influências no levantamento de carga como por exemplo o tipo de cinto utilizado mas mesmo com esses dados sugere-se que o cinto pélvico pode ajudar a apoiar o tronco aumentando a pressão intra-abdominal.

MARRAS (1993) pesquisou os mecanismos de apoio da coluna vertebral durante o levantamento em condições profissionais ajudando a esclarecer a etiologia das dores lombares em condições isocinéticas e isométrica em indivíduos realizando extensão do tronco com acelerações controladas onde conclui que não houve nenhuma mudança da pressão intra abdominal em função da aceleração e houve um relativo aumento da coativação do músculo eretor da espinha.

QUANTO à ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Para melhor avaliar a função do músculo eretor da espinha durante o levantamento e abaixamento de carga muitos estudos utilizaram a eletromiografia permitindo correlacionar o esforço muscular e as forças externas que atuam no ser humano durante as atividades de vida diária.

WINTERS & WOO (1990) relataram que estando a coluna flexionada ou ereta durante o levantamento manual de carga, os músculos da coluna lombar apresentaram atividade similar.

ANDERSON, ORTENGREN & HERBERTS (1977) observaram que quando um indivíduo fica posicionado verticalmente com a pelve bloqueada onde o indivíduo segura uma carga entre 40 cm e 50 cm de distancia , num angulo de 30°, a atividade eletromiográfica aumenta conforme aumenta a carga.

DELLITO (1987) propôs em seu estudo examinar os dois alinhamentos da coluna lombar em três diferentes cargas, e a atividade eletromiográfica dos músculos eretor da espinha e o músculo oblíquo externo do abdome durante o levantamento desenvolvendo duas posturas diferentes (uma com a lordose lombar normal e a outra com a lordose lombar acentuada), onde a atividade dos músculos eretor da espinha e o músculo oblíquo externo do abdome foram maiores no momento inicial do levantamento e que na posição de lordose normal a proteção da coluna lombar é melhor.

KIM (1995) examinou em seus estudos os efeitos da postura, carga e frequência na atividade eletromiográfica nos músculos do tronco e a fadiga

muscular durante o levantamento dinâmico repetitivo, onde foram coletados dados eletromiográficos durante 120 minutos em 4 diferentes condições de levantamento manual de carga e que houve uma diminuição na média da frequência e o sinal eletromiográfico foi mais evidente na postura assimétrica do que na simétrica, e também foi visto que os músculos fadigaram mais rápido em frequências e cargas mais altas.

VAN DIËEN (1993) analisou a relação entre a performance muscular e os parâmetros eletromiográficos nos músculos extensores do tronco no desenvolvimento da fadiga muscular na exercício isométrico contínuo com 25% e 40% da máxima contração voluntária, onde a amplitude da eletromiografia aumentou constantemente em todos os músculos extensores do tronco considerando que a frequência média diminuiu e que a análise da espectral eletromiográfica pareceu coincidir com a reduzida variabilidade na ativação dos músculos envolvidos.

Pesquisas realizadas sobre a influência da coativação muscular com cargas aplicadas a coluna tem sido questionadas por GRANATA (1995) onde os padrões eletromiográficos nos músculos do tronco tem demonstrado significantes níveis de co-contracção durante os exercícios de levantamento onde os músculos extensores do tronco aumentam 47% seu momento para compensar o antagonismo flexor e que o nível de coativação na coluna vertebral é significativamente influenciada pela carga elevada e pela velocidade do levantamento na extensão do tronco e que a coativação muscular

significativamente influência o modelo da carga aplicado na coluna lombar durante os exercícios de levantamento.

QUANTO à DETERMINAÇÃO DO TIPO DE TESTE UTILIZADO

A literatura apresentou alguns trabalhos que utilizavam vários tipos de testes para se avaliar a atividade eletromiográfica e o comportamento do músculo eretor da espinha.

SPARTO (1997), demonstrou que devido a inabilidade de testes de força para diferenciar indivíduos com dor lombar e indivíduos saudáveis foi realizada uma avaliação multifatorial em 10 indivíduos que foram testados em decúbito ventral em uma mesa com o tronco fora da mesa numa posição horizontal onde foi realizada medidas de resistência, cinemática, estabilidade postural, coordenação além da força, onde pode-se compreender os efeitos da fadiga em todos esses fatores e que a utilização destas medidas possam auxiliar nos processos de reabilitação das dores lombares em pacientes.

McGILL (1985) avaliou os efeitos do levantamento freqüente de carga na região lombar onde o interesse era determinar as diferenças estáticas e dinâmicas e calcular o momento da região lombar durante o levantamento incomum em industrias onde o modelo dinâmico resultou em um momento de 19% e o modelo estático resultou em 52% de momento na região de L4/L5, onde estes resultados mostraram um acesso barato de se analisar e medir as forças dinâmicas durante o levantamento de carga .

CIRIELLO (1990) teve como propósito investigar o máximo de carga aceitável e a força exercida durante o levantamento manual de carga continuamente, por 4 horas com frequência de 4.3 levantamentos/minuto, com 18 diferentes tipos de levantamentos de carga, onde foi adotada uma metodologia de estímulo psicofísico ao indivíduo, sendo que este método é apropriado para determinar o máximo aceitável de carga para levantamentos com frequências de 4.3 levantamentos/minuto ou frequências menores que esta.

GARG (1994) em seu estudo determinou os efeitos da velocidade de levantamento de carga com uma caixa com pesos diferentes na força isocinética e comparou o levantamento de força isocinética com o levantamento de força estática e um máximo de carga aceitável utilizando um fator de incentivo psicofísico, com o levantamento do tipo livre com 0,2 levantamentos/minuto nos músculos da região lombar, concluiu-se que a força isocinética é altamente dependente da velocidade de levantamento de carga e que seria recomendado o controle da velocidade de levantamento e peso da caixa cuidadosamente para realizar um trabalho específico para força isocinética.

WAIKAR (1991) em seu estudo teve como objetivo avaliar cinco tarefas de levantamento manual de carga diferentes, e calcular subjetivamente e biomecanicamente a tensão da região lombar utilizando um modelo biomecânico para se avaliar o nível de compressão de L5/S1 em posições de levantamentos diferentes, respeitando o nível de tensão da região lombar, onde o peso elevado era o máximo aceitável segundo o MAWOL (máximo aceitável de peso no levantamento) que era determinado para cada indivíduo segundo aproximação

psicofísica; porém mesmo assim essas tarefas de levantamento aceitável do ponto de vista biomecânico não podem ser julgados ainda como uma tarefa segura e aceitável, pois foram baseadas em estimativas subjetivas de tensão muscular para o levantamento manual de carga infreqüente, que pode resultar em risco ao trabalhador executando as tarefas recomendadas ou não segundo o método recomendado.

KISHINO (1985) realizou o movimento lombar isometricamente em 133 indivíduos normais e com lesão lombar, onde foi realizada uma comparação entre o movimento isométrico num grupo controle e num grupo formado de pacientes nas indústrias, havendo uma diferença significativa entre eles, sendo que os pacientes das indústrias se queixaram de aumento de dor na região lombar e o grupo controle apresentou uma maior capacidade de no levantamento com o mesmo teste, com isso fundamentando uma nova ferramenta para prevenir problemas ocupacionais em indústrias.

RISSANEM (1995) investigou os efeitos de um programa intensivo de reabilitação física nos músculos do tronco e extensores do joelho em pacientes com dor lombar onde foram analisados os músculos multífido e vasto lateral. O autor sugeriu que o treinamento com máximo e submáximo esforço podem reverter hipotrofias nas fibras musculares do multífido em homens e que o treinamento intensivo também obteve aumento significativo da extensão do tronco em mulheres, mas nas mulheres o treinamento pode ter um período mais longo do que nos homens mas que pode também alcançar mudanças estruturais nos músculos da região lombar.

A capacidade do levantamento de carga correlacionado com o fator de incentivo psicofísico foi estudada por FERNANDEZ (1991) em 12 indivíduos masculinos em períodos de 25 minutos e em indivíduos que levantavam cargas num período de 8 horas em condições variáveis. Foi determinado um peso em média de 85% do máximo de peso aceitável no levantamento em 25 minutos e também os indivíduos tentaram erguer carga em um período de 8 horas, sem qualquer ajuste de carga e elevando a carga 2 vezes por minuto e 8 vezes por minuto, onde somente 3 indivíduos conseguiram completar a tarefa de levantamento em 8 horas e 8 repetições por minuto, assim indicando que o fator de incentivo psicofísico é um método válido para medir a quantidade de carga elevado e a frequência do levantamento de carga.

SHARP (1988) teve como propósito investigar os efeitos do estímulo psicofísico no treinamento do levantamento de carga na capacidade máxima de levantamento repetitivo onde a máxima carga do levantamento repetitivo foi definido com um peso dentro de uma caixa que era elevada por um tempo de 1 hora à 132 cm do solo em 6 levantamentos por minuto onde os indivíduos realizaram 5 tipos de sessões de levantamento durante 4 semanas com intervalos de 15 minutos à cada sessão. Depois do treinamento os indivíduos obtiveram um aumento da capacidade do levantamento máximo da carga em 1 hora com um maior peso na caixa onde conclui-se que o treinamento em 4 semanas com o incentivo psicofísico em indivíduos sem experiência aumenta a produção no trabalho o que é atribuído ao aumento de fatores neurológicos como a habilidade e coordenação muscular.

TAIMELA (1998) designou a evolução do valor do diagnóstico em um teste de resistência de extensão do tronco classificando pacientes com dores e sem dores crônicas na região lombar. Foi realizado um questionário perguntando ao indivíduo a duração das dores, intensidade e regularidade onde o autor pode afirmar nesse trabalho que os pacientes com dor lombar fadigam mais rápido durante as tarefas repetitivas e que esse teste oferece um método de avaliação de pouco risco e de baixo custo para avaliar o nível da dor lombar combinada com dados clínicos pertinentes.

Uma série de experimentos foram realizados por LEE (1990) para determinar o máximo de carga aceitável no levantamento frontal, lateral e de costas, onde 15 indivíduos realizaram os 3 tipos de levantamento conduzidos por 10 minutos com 4 levantamentos por minuto, sendo utilizado um fator de incentivo psicofísico para incentivar os indivíduos o que determinou o indivíduo elevar carga além do limite e que o máximo aceitável é de 41.5 Lbs no levantamento de costas, no levantamento frontal foi de 39.4 Lbs e no lateral foi de 25.5Lbs. Foi detectado também uma influência dos membros inferiores, limitando o máximo de carga aceitável na posição frontal e uma influência do ombro limitando o levantamento lateral.

Segundo KUMAR (1997) a rotação axial do tronco é comumente associada com lesões lombares e dores lombares. Porém o comportamento dos músculos do tronco na rotação axial não é ainda muito compreendido. Neste sentido o autor objetivou realizar a análise espectral eletromiográfica dos músculos eretor espinhal dos níveis de T10 e L3, grande dorsal, oblíquo externo e

interno, reto do abdômen e peitoral maior bilateralmente, no movimento de rotação axial repetitivo à 60% de MVC até a fadiga, por um período de 2 minutos, executando esses movimentos na posição sentada utilizando um dispositivo denominado de AXIAL ROTATION TESTS, onde ainda os indivíduos eram imobilizados no equipamento para que só pudessem rodar a região toracolombar e após calculadas as frequências medias houve diferença nessa mesma para os diferentes músculos e o declínio na frequência mediana de agonistas foi diferente para todos os músculos concluindo que pode haver um diferencial na taxa de fadiga podendo criar um desequilíbrio muscular com lesões na coluna.

SCHINK (1996) analisou o principal efeito dos programas de educação na prevenção de lesões na coluna vertebral. Foi analisado previamente o tempo de trabalho e a compensação postural no trabalho em 205 indivíduos do AMERICAN BACK SCHOOL dividindo-se em 3 grupos: grupo 1 (n=74) desempenhando estratégias e pratica do levantamento correto; grupo 2 (n=64) ou grupo do vídeo, que assistiram vídeos com programas que permitiam conhecer a anatomia da coluna, a biomecânica e instruía as técnicas de levantamento correto; grupo 3 (n=67) não receberam orientação. Houve uma diferença entre o grupo 1 e o grupo 2 sendo que no grupo 1 obteve-se um melhor resultado no levantamento postural em relação ao grupo 2 (grupo do vídeo) que não foi efetivo na prevenção de dores na região lombar.

GARG (1989) em seus estudos avaliou o percentual da capacidade de um indivíduo levantar carga até o limite máximo permitido (LMP que é definida com a medida da distância horizontal inicial (que vai da linha média do pé até a

linha média da carga) até à distância horizontal final (que vai até a linha média da carga em seu destino final) que à princípio são propostos pela NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) e corresponder com o descarte de energia; avaliação cardíaca, força de compressão do disco de L1/S1, avaliação do esforço e a distancia horizontal baseado em dados da NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) onde os 13 indivíduos elevaram caixas de tamanhos diferentes (25, 38 e 51 cm de largura) com 4 frequências diferentes (0, 2, 3, 6 e 9 levantamentos por minuto) em 2 alturas diferentes do chão (0, 8 e 1,5m) em um tempo de 1 hora, utilizando também um fator de incentivo psicofísico para determinar o peso máximo aceitável. Dos 13 indivíduos, somente 9 levantaram carga superiormente a MPL; a taxa cardíaca variou entre 104 e 114 batimentos por minuto, e a força de compressão de L5/S1 variou de 340 a 598Kg. FHATHALLAH (1998) desenvolveu um modelo de levantamento de carga dinâmico livre usado para quantificar os padrões de carga na coluna em indivíduos que executam tarefas de levantamento em industrias onde 11 indivíduos realizaram levantamentos simétrico e assimétrico com variação da carga e velocidade do levantamento na região de L1/S1 com uso de um eletrogoniômetro e de uma plataforma de força onde o autor relatou que nas condições do levantamento dinâmico foram observados situações de risco nas industrias como também o alto risco de lesões na estrutura espinhal e que deve-se evitar condições de levantamento do tipo assimétrico.

GALLAGHER (1994) avaliando o levantamento de carga simétrico e assimétrico nas posturas de flexão do tronco com joelho estendido e o

levantamento de carga com o tronco ereto e com flexão do joelho com altura de 350 e 700mm e pesos de 15, 20 e 25Kg elevando uma caixa por 10 segundos em um período de 2 minutos, o autor relatou que a compressão na coluna lombar era maior na flexão do tronco com extensão do joelho no levantamento simétrico e assimétrico e maior na posição ereta com joelho fletido assimetricamente e que esses resultados podem avaliar com mais técnica cargas e posturas mais seguras para o trabalho.

ZHU (1990) avaliou em seu estudo o máximo aceitável de carga no levantamento repetitivo sendo realizadas nas posições de levantamento livre, levantamento e abaixamento de carga com frequência de 2, 4, 4, 5 e 6 levantamentos por minuto com o uso de um fator de incentivo psicofísico onde a carga máxima aceitável foi calculada em torno de 11,34 e 18,33Kg, com limite de 8 horas trabalhadas e a eficiência do levantamento foi mais eficiente entre 5 e 6 levantamentos por minuto.

DETERMINAÇÃO DO PROCESSO DE FADIGA MUSCULAR ATRAVÉS DA ELETROMIOGRAFIA

Muitas são as metodologias com intuito de determinar o início de um processo de fadiga durante tarefas repetitivas. Estas apresentam-se desde uma medida subjetiva de indicação da capacidade física através de tabelas com a de Sorensen com utilizado por DEDERING (2000) para avaliar a fadiga muscular na região lombar.

SPARTO (1998) analisou os efeitos da fadiga dos músculos extensores do tronco, calculando a força dos músculos do tronco e a carga espinhal durante a extensão dinâmica repetida do tronco onde o objetivo principal era avaliar as alterações nos padrões de recrutamento muscular em um grande levantamento de carga e em troca um aumento dos riscos de lesões e que nesse estudo os resultados não sugeriram o aumento da carga na musculatura da espinha, mesmo variando os padrões da movimentação do tronco.

Estudos realizados por DEDERING (1999) correlacionaram a medida objetiva da fadiga muscular na região lombar e a subjetiva avaliação da fadiga onde os indivíduos realizaram contração isométrica dos extensores da coluna até o esgotamento segundo o teste de SORENSEN, taxando os níveis de fadiga do indivíduo baseando-se na escala de BORG (cr-10) onde pode-se concluir que há uma íntima correlação entre a escala de Borg, a eletromiografia e o tempo de resistência sugerindo a relação entre a objetiva e a subjetiva avaliação da fadiga muscular.

MOFFROID (1993) realizou estudos sobre os efeitos da resistência no protocolo de exercícios isométricos nos músculos extensores do tronco durante o tempo de contração (medindo a fadiga mecânica) e a média da frequência para a eletromiografia superficial (medindo a fadiga fisiológica). Os indivíduos foram orientados e foram divididos em dois grupos, onde um deles fariam exercícios em casa. Pode-se concluir que houve aumento significativo na contração isométrica em função do tempo no grupo que realizou exercícios em casa e que a média da frequência obteve-se estável durante exame concluindo assim que a fadiga fisiológica é ainda tema para discussões futuras.

MARRAS (1997) em seus estudos, documentou a cinemática da coluna e do quadril executando levantamento dinâmico livre de carga com vários intervalos e com levantamento manual de carga repetitivo de 5 horas de duração onde mostrou que a coluna desempenha diferentes padrões durante o movimento repetido e que seria necessário monitorar as mudanças de movimento ao longo das tarefas de levantamento repetitivo da região lombar minimizando as lesões .

GENAIDY (1989) determinou em seus estudos os tempos de resistência para levantamentos manuais de carga onde relatou que o tempo de resistência estava significativamente reduzido com aumento da frequência ou elevação da carga.

Estudos realizados por ELFVING (1999), obtiveram uma mudança da frequência mediana e na potência do espectro do sinal eletromiográfico o que pode auxiliar na medida da fadiga muscular. Assim também testou a confiabilidade da eletromiografia em L1e L5 associada a escala de BORG (CR-10) com 80% da

máxima contração voluntária durante 45 segundos de extensão do tronco em isometria duas vezes por dia em três dias diferentes.

Comparando a fadigabilidade entre a musculatura lombar paraespinal e o glúteo máximo KANKAANPAA (1998) utilizou a análise espectral eletromiográfica em um grupo de pacientes com dor lombar e um grupo controle em contração isométrica em flexão de 30 graus em 50% da máxima contração voluntária, onde pode concluir que os pacientes com dor lombar fadigaram mais rápido que o do grupo controle saudável e o resultado da análise eletromiográfica sugeriu que entre os músculos analisados, o músculo glúteo máximo apresentou maior fadiga em pacientes com dor do que em indivíduos do grupo controle saudáveis durante o contínuo teste de resistência na extensão lombar.

Em estudos realizados por KANKAANPAA (1998), relatou a habilidade do teste de resistência isométrica (Teste de Sorensen) da região lombar (erector da espinha L1-L2 e L4-L5) e extensores do quadril (glúteo máximo e bíceps da coxa), avaliando a fadigabilidade, influência da idade, sexo e índice de massa corpórea (BMI) e índices espectrais na eletromiografia. O autor relatou que a fadigabilidade do músculo erector espinhal lombar e extensores do quadril durante o teste de Sorensen foi influenciado pelas características antropométricas onde de acordo com os resultados a validade do teste de resistência de Sorensen é questionável como também é a comparação direta dos testes entre homens e mulheres.

MORELAND et al (1997) propôs em seu estudo, determinar a reprodutibilidade de seis testes de força e resistência dos músculos abdominal e

extensores do tronco com testes de abdominais e resistência dinâmica de extensão, flexão e extensão isométrica no dinamômetro, e abdominais e resistência estática de extensão onde, para os testes de resistência dinâmicos tiveram uma confiabilidade aceitável mas para os outros testes a confiabilidade era menor.

Segundo LEE (1996) avaliou a diferença da fadigabilidade dos músculos lombares L1, L3 e L5, em cinco indivíduos normais durante o exercício dinâmico repetido em um equipamento projetado para isolar a função de extensão lombar com 72 graus de movimento, executando 13 repetições com 50% da máxima contração voluntária, e obteve que a média da frequência foi decrescente e proporcional a fadigabilidade e que L5 possui mais fadiga que L1 e L3.

GARG (1979) realizou estudos, avaliando os efeitos da frequência do levantamento de carga e a técnica de medida psicofísica na execução do levantamento manual de carga aceitável no trabalho, e comparou os critérios de fadiga de 5Kcal/min com o critério psicofísico e as máximas taxas metabólicas aceitáveis durante o trabalho com levantamento manual de carga com frequências de levantamentos em 3, 6, 9 e 12 levantamentos por minuto em 3 diferentes posições (levantamento livre, extensão do tronco com e sem flexão dos joelhos). Dados estatísticos do autor relataram que o máximo de carga aceitável durante o trabalho foi influenciado pela frequência e técnica do levantamento. Ambas as estimativas da fadiga física e metabólica foram favorecidas na técnica de levantamento livre. O uso desses critérios de fadiga fisiológica resultaram em

padrões mais liberais de levantamento manual de carga limitando os 3 estilos de levantamento.

SPARTO (1997), demonstrou que devido a inabilidade de testes de força para diferenciar indivíduos com dor lombar e indivíduos saudáveis foi realizada uma avaliação multifatorial em 10 indivíduos que foram testados em decúbito ventral em uma mesa com o tronco fora da mesa numa posição horizontal onde foi realizada medidas de resistência, cinemática, estabilidade postural, coordenação além da força, onde pode-se compreender os efeitos da fadiga em todos esses fatores e que a utilização destas medidas possam auxiliar nos processos de reabilitação das dores lombares em pacientes.

DOLAN (1995) investigou a fadiga dos músculos eretores da espinha objetivando o entendimento da eletromiografia de superfície e um índice fidedigno de fadiga, onde análise espectral foi utilizada, sendo nos últimos anos a técnica a melhor técnica para monitorar a fadiga muscular; porém outros parâmetros também foram utilizados como por exemplo a média da frequência, onde 35 indivíduos puxaram uma carga que estava conectada à uma célula de carga coletando o sinal eletromiográfico do músculo eretor da espinha nos níveis vertebrais de T10 e L3 onde a coleta dos sinais eletromiográficos foram coletadas em 10 bandas de frequência entre 5Hz e '300Hz' resultando a análise da espectral, onde a média da frequência diminuiu durante as contrações, considerando que a força total e o pico da amplitude diminuíram também. Porém as mudanças na banda de frequência de 5Hz e 30Hz na análise da espectral

provirá à um índice mais linear e fidedigno da fadiga do músculo eretor da espinha.

THOMAS (2000) estudou a fadiga dos músculos abdominais e paraespinhal durante a sustentação de carga no plano coronal (lateral) em 20%, 40% e 60% da carga máxima do indivíduo. Foi calculada a espectral e a frequência média, a qual diminuiu e a força total e o tempo de contração aumentaram. Como foram utilizados homens e mulheres, a média da frequência foi similar, mas a espectral foi maior nos homens do que nas mulheres. Todos os músculos mostraram fadiga, exceto no exercício máximo de 20% onde somente o músculo eretor torácico teve fadiga significativa. O treino de resistência paraespinhal e abdominal foi útil na prevenção da dor lombar associada com o levantamento de carga lateral. O risco de dor lombar é similar em ambos os gêneros na alta magnitude de carga e no longo tempo de contração.

Ng Jk (1996) analisou a confiabilidade (no dia e entre os dias de teste) da eletromiografia e dos valores espectrais para medir a taxa de fadiga dos músculos lombares, sustentando a posição de extensão do tronco por 60 segundos indicando que a análise da espectral dos músculos do tronco pode ser um método fidedigno para medir a fadiga dos músculos lombares e que futuramente deve ser utilizada como uma medida clínica.

VAKOS (1994) examinou durante o levantamento e abaixamento de carga os efeitos de duas posturas lombares: a cifose e a lordose, em isometria máxima onde a eletromiografia foi analisada em dois grupos musculares diferentes: grupo muscular do tronco (reto do abdome, oblíquo do abdome, eretor

da espinha, longo dorsal) e extensores do quadril (glúteo máximo, bíceps da coxa e semitendinoso) onde a atividade eletromiográfica foi medida em quatro períodos iguais e foi normalizada pelo pico da contração voluntária máxima. Dois padrões musculares foram analisados (grupo do tronco e do quadril) onde atividade eletromiográfica nos músculos do tronco nos primeiros 1/4 aumentou e diminuiu no progresso do levantamento e para os músculos do quadril aumentou no 1/4, 2/4 e 3/4 e diminuiu no final da fase de levantamento.

PEACH (1998) utilizou em seu estudo parâmetros espectrais para distinguir pacientes com e sem dor lombar onde teve como objetivo desenvolver um modelo de levantamento a partir 60% de MVC baseando-se em modelos de 40% e 80% de MVC encontrados na literatura, mesmo tendo uma série de publicações de modelos nas quais as medidas da espectral durante a fadiga dos músculos paraespinhais tem sido capaz de classificar o indivíduo com e sem dor lombar com mais de 80% de MVC pode-se concluir que o uso de parâmetros espectrais para classificar os indivíduos com e sem dor lombar tem seus méritos, mas os modelos relatados na literatura segundo o autor, nos 60% de MVC demonstraram resultados comparados com aqueles previamente pesquisados usando 40% e 80% da MVC.

YATES (1992) mostrou que o esforço muscular durante o levantamento manual de carga em pé e na postura sentada onde 4 tipos de contrações foram designadas de acordo com a região do músculo (região lombar alta, região lombar baixa, ombro e abdominais) para monitorar o máximo de carga elevada durante a coleta dos sinais eletromiográficos na região lombar baixa, lombar alta e ombro.

Esta atividade foi maior durante o levantamento sentado de que o levantamento em pé: no levantamento sentado com torção resultou no sinal eletromiográfico mais alto nos músculos abdominais. Conclui-se que o levantamento sentado resultou em maior stress na região lombar baixa, lombar alta e ombro do aquele gerado na posição em pé.

ROY (1995) realizou análise espectral eletromiográfica dos músculos lombares em pacientes com dores lombares em reabilitação, onde os resultados foram analisados para determinar se os procedimentos eletromiográficos são capazes de: 1) Distinguir a deterioração muscular entre pacientes com dor lombar indivíduos normais; 2) monitorar mudanças na função muscular depois da reabilitação da lesão lombar onde os indivíduos após a reabilitação diminuíram a fadigabilidade de acordo com a análise da espectral eletromiográfica e com isso auxiliaria nos processos de reabilitação.

GROSS (2000) determinou em suas pesquisas a relação entre a capacidade de levantamento de carga e uma variável antropometria para modelar uma relação quantitativa, pois as dores lombares comumente ocorrem em indivíduos realizando tarefas de levantamento com idades entre 22 e 40 anos, analisando a altura, peso, percentual de gordura, altura do tronco, largura da pélvis e perimetria da coxa, braços e pernas realizando os testes na posição de hiperlordose lombar em pé, onde essas variáveis foram selecionadas para embasamento teórico para formar um modelo investigando a relação entre essas variáveis e a capacidade do levantamento de carga onde concluindo que a relação entre essas variáveis e o levantamento de carga pode prognosticar lesões para

quem levanta carga e que serão fundamentadas com futuras pesquisas relacionando frequência de levantamento, duração do esforço do levantamento e variação do objeto elevado.

Segundo KONDRASKE (1987) não há técnicas objetivas para avaliar a fadiga da musculatura do tronco e que baseando-se na análise espectral eletromiográfica para detectar a fadiga na musculatura lombar, foi desenvolvido uma técnica para avaliar a fadiga muscular onde 40 indivíduos elevaram cargas com 50% e 100% de MVC. Porém o autor relatou que ainda suas pesquisas não fundamentaram um conceito apurado para avaliar a fadiga, mas ainda devem ser feitas pesquisas nessa área.

DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO

Atualmente busca-se uma fundamentação da biomecânica humana através de pesquisas e estudos enfatizando a eletromiografia utilizada particularmente como um índice de fadiga como citados por LINDSTRÖN et al (1981) que analisou as reais condições mecanofisiológicas de um indivíduo em um exercício e a possibilidade de interferir posteriormente na conduta física que o examinado terá que conduzir na direção de um melhor desempenho.

Varias condições experimentais são utilizadas para se pesquisar a fadiga associada a queda do rendimento ou a inabilidade do músculo em manter uma determinada força ou quantidade de trabalho (BASMAJIAN & DE LUCA 1985; MORITANI et al 1993).

Fatores que podem estar associados a fadiga são o acúmulo de íons hidrogênio e metabólicos NAKAMARU (1973), WITTEKOPF (1995), como também o desvio nas concentrações de sódio e potássio, sendo assim, a associação da biomecânica com a fisiologia do exercício busca quantificar as requeridas ativações musculares para determinada carga no trabalho sobre um específico período de tempo.

Segundo BIGLAND & RITCHIE (1978), MIYASHITA et al (1981), POTVIN & NORMAN (1993), WITTEKOPF et al (1995) quando o músculo exhibe fadiga localizada após contrações repetidas, pode-se esperar um decréscimo no sinal eletromiográfico, no entanto é observado o oposto onde existe uma elevação do sinal eletromiográfico à medida que o músculo fadiga.

BIGLAND-RITCHIE et al (1981), afirmou que nas contrações máximas a força declina e o sinal eletromiográfico permanece constante, provavelmente devido ao numero máximo de unidades motoras ainda estarem ativadas, porém mantendo-se a contração a atividade eletromiográfica começará a declinar.

Variáveis cinéticas associadas à eletromiografia apresentam relações lineares (6) e não lineares VIITASALO et al (1978), WALMSLEY, WOODS & BIGLAND-RITCHIE (1983), sendo a fadiga um fator que pode variar esta relação.

O tipo de fibra no interior de um músculo pode também apresentar uma característica particular no diagnostico da fadiga eletromiografica, sendo que os músculos compostos de fibras primariamente do tipo 1 (contração lenta) apresentam um período mais prolongado para demonstrar a fadiga através da eletromiografia.

WOODS & BIGLAND-RITCHIE (1983), HAKKINEN & KOMI (1983) e MORITANI et al (1993), determinaram os efeitos da fadiga muscular sobre o padrão de ativação dos músculos extensores do tornozelo durante uma tentativa fatigante de 60 segundos de salto em altura máxima, associado com uma plataforma de força e verificaram que existe uma significativa diminuição no pico da força de reação do solo, a altura do salto e a potência mecânica por unidade do peso corporal ao fim das contrações fadigantes. Esta diminuição nos parâmetros mecânicos foram acompanhados pela significativa diminuição em todas as três fases do IEMG do gastrocnêmio enquanto o IEMG do sóleo não apresentou tal declínio significativo, exceto na fase concêntrica.

Em contrações isométricas pode haver um consenso em existir um aumento da resposta eletromiográfica à medida que aumenta a tensão muscular LIPPOLD, (1952), MATSUMOTO et al (1991), porém depende da porcentagem da carga utilizada em relação à contração voluntária máxima (CVM) (MORITANI et al 1993), do comprimento muscular (BAZZY et al 1986), da amplitude de movimento articular (WEIR et al 1996) e da temperatura (PETROFSKY & LIND 1980).

Quando o músculo se contrai isometricamente contra uma força constante, a atividade elétrica do músculo aumenta com o tempo como resultado do processo de fadiga muscular (VIITASALO et al 1985), necessitando assim de um aumento do recrutamento de unidades motoras para compensar a diminuição da força útil por fibra. Se o processo de fadiga ocorre rapidamente com cargas em torno de 30 a 40% da CVM, a atividade eletromiográfica em função do tempo produz curvas exponenciais com um período considerável de linearidade e os picos destas curvas podem ser usados sobre condições apropriadas para estimar o grau em que o músculo fadiga.

Quando analisado nas contrações isotônicas, verifica-se que quanto menor a tensão (contração concêntrica), maior a atividade eletromiográfica, tendo inclusive a possibilidade em recrutar uma menor quantidade de unidades motoras para conduzir o mesmo nível de tensão na posição de alongamento (ECHTERNACH, 1994)

Para BASMAJIAN & DE LUCA (1985) o sinal eletromiográfico é um índice para verificação da economia de desempenho e a fadiga é um fator importante na caracterização deste padrão de movimento e sua eficiência.

Outros autores tem notado o aumento no sinal eletromiográfico correlacionado com a fadiga, como verificado por MIYASHITA et al (1981), que investigaram os músculos vastus medialis (VM), rectus femoris (RF) e vastus lateralis VL) durante sobrecarga incremental em cicloergômetros e verificaram que os músculos VM e VL aumentaram sua atividade quase que linearmente com a carga até que na fadiga do RF este aumentou sua atividade acima do Limiar de Fadiga (LF) sendo que acima deste apresentou um aumento curvilíneo.

O limiar de fadiga corresponde à mais alta intensidade que o indivíduo consegue sustentar e não entrar em processo de fadiga neuromuscular, onde nesta intensidade a atividade eletromiográfica não se altera com o passar do tempo, assim como os resultados de MATSUMOTO et al (1991) e MORITANI et al (1993) que através da eletromiografia integrada determinaram a intensidade da carga associada com o início da fadiga neuromuscular ou limiar de fadiga.

Para a determinação do limiar de fadiga através dos sinais eletromiográficos, inicialmente DeVRIES et al (1968), propuseram utilizando o músculo quadríceps, uma metodologia onde os indivíduos pedalavam em determinadas cargas até a exaustão. Durante o exercício os sinais eram coletados em períodos de 10 segundos, onde verificou-se uma reta de regressão para cada carga utilizada, com seu respectivo tempo de exaustão e seus coeficientes de inclinação eram maiores quanto maiores as cargas.

PAVLAT et al (1995) adaptaram o protocolo proposto por DeVRIES et al (1968) e propuseram para a determinação do limiar de fadiga, a realização de cargas preditivas com duração fixa de 1 minuto, e 12 coletas consecutivas dos

sinais eletromiográficos de 5 segundos de duração cada uma. Esta duração foi proposta em função de que segundo alguns autores, durações maiores de exercício fazem com que haja um aumento na temperatura muscular, que pode gerar redução de 4% na amplitude dos sinais, com um aumento na temperatura muscular de 34 para 39°C.

DeVRIES et al (1982) compararam o limiar de fadiga com o limiar anaeróbio (LAn) e com a potência crítica (PC) que, segundo MONOD & SCHERRER (1965) corresponde a mais alta intensidade que pode ser mantida por um período, sem exaustão.

Outra possibilidade em determinar o Lan é utilizar o valor do RMS (*root mean square*) como metodologia que contempla a variação da atividade muscular, tanto na frequência de disparo como na amplitude. Este processo foi utilizado por HANNINEN et al (1989) que monitoraram o RMS-EMG de superfície para detectar o Lan.

HOUSH et al (1995) utilizaram o teste do limiar de fadiga eletromiográfico (EMGft) dos músculos vastus lateralis, vastus medialis e rectus femoris em cicloergômetros com cargas de 200 a 400W, concluindo que o EMGft para o RF foi menor do que o VL, sugerindo assim que existe uma dissociação nas características da fadiga dos músculos superficiais dos quadríceps femoris.

No intuito de identificar um padrão de comportamento do sinal eletromiográfico durante testes que visam analisar o Lan e utilizando o limiar de fadiga eletromiográfico (EMGft) como parâmetro, PAVLAT et al (1995) investigaram o tempo de exaustão em varias porcentagens de limiar de fadiga

eletromiográfica (EMGft) dos músculos vastus lateralis (usando IEMG) sobre o tempo (IEMG Inclinação) para 4 potências produzidas durante o cicloergômetro.

MATERIAL E MÉTODOS

Essa pesquisa foi realizada com a participação de 10 voluntários, do sexo feminino com idades variando entre 18 e 21 anos ($20,1 \pm 0,737$) sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas. Todos universitários e de antropometria semelhante com peso variando entre 49Kg e 58Kg ($53,27 \pm 4,307$), altura variando entre 1,585m e 1,665m ($1,614 \pm 0,026$).

Antecipadamente ao experimento os voluntários foram orientados sobre as atividades a serem realizadas no momento do experimento e assinaram um termo de consentimento em submeter-se às mesmas.

Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície da marca MEDITRACE, com 3cm^2 e quando necessário foi utilizado uma fita adesiva de transpore (marca 3M do Brasil) para fixar melhor os eletrodos de superfície, para não prejudicar o sinal eletromiográfico. Foram posicionados segundo KUMAR (1997), sobre os músculos eretores da espinha bilateralmente (fig.2). A localização dos eletrodos dos músculos eretores da espinha foi determinada através de exame de palpação, partindo da última costela costal até à vértebra T12, onde localizou-se o processo espinhoso de L1, sendo posicionado 3 centímetros à direita e à esquerda do processo espinhoso do nível de L1 na posição vertical onde segue o trajeto dos músculos eretores da espinha longitudinalmente.

Para diminuir as possíveis interferências na passagem do estímulo foi realizado anteriormente a colocação dos eletrodos, uma tricotomia e limpeza da pele com álcool, ao nível dos músculos estudados. Nos voluntários foi colocado um fio de aterramento ao nível do processo estilóide do rádio, garantindo assim a qualidade do sinal.

Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (Eletromiógrafo) marca Lynx* de quatro canais no qual foram conectados os eletrodos, sendo calibrado o ganho em 1000 vezes, o filtro de passa alta em 20Hz e o filtro de passa baixa em 500Hz. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa A/D com faixa de entrada de -5 a +5 Volts (CAD 1026-Lynx*). Para a aquisição dos sinais utilizou-se um software específico (Aqdados-Lynx*).

Em cada registro foram utilizadas a análise numérica através da obtenção do RMS (raiz quadrada da média) entre o tempo inicial e final de coleta para uma posterior análise estatística das amostras para cada canal e no tempo de movimento obtido individualmente, para o sinal de cada músculo.

A atividade eletromiográfica de cada músculo foi normalizada pela atividade eletromiográfica produzida pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM=100%) realizada antes do teste.

Com o objetivo de controlar a manutenção das posturas do voluntário durante o movimento de levantamento da carga, e para que fosse identificado o momento do início e término do levantamento manual de carga, realizou-se uma filmagem com uma filmadora JVC de 30Hz onde as fitas utilizadas nas gravações

foram da marca JVC (EHG-VHS-30). Com este filme, foi realizado a contagem do número de quadros totalizado durante toda amplitude de movimento de levantamento e abaixamento da carga. Para esta contagem foi utilizado um vídeo cassete da marca JVC HR-J486M com 5 cabeças.

A câmera foi posicionada perpendicularmente ao voluntário e nivelada látero-lateralmente e ântero-posteriormente com um nível da bolha a 2,9 metros da câmera até o indivíduo que estava posicionado no equipamento. Houve a utilização de uma televisão de 20 polegadas da marca Broksonic, posicionada a uma distância de 1,9 metros à frente do indivíduo afim de permitir que o mesmo visualizasse a execução do exercício, onde na tela da televisão havia uma referência desenhada que mostrava ao indivíduo o limite do movimento dentro de uma amplitude de 0 à 45 graus de flexão e extensão do quadril com tronco permanecendo ereto. Para que as imagens fossem transmitidas da filmadora à televisão foi necessário um transcodificador do sinal do vídeo para televisão.

Para identificação desta amplitude de movimento com maior precisão, foi utilizado marcas articulares circunferenciais feitas de papel preto com um círculo central branco posicionadas nos centros das articulações do ombro, quadril e joelho lateralmente.

Para a execução do teste de contração voluntária máxima isométrica e teste isotônico foi utilizado um equipamento denominado M.A. ISOSTATION 2000 (fig. 1 a) projetado especificamente para este estudo cujas medidas são de 2m de base, 1m do apoio do pé até o quadril e 0,5m de apoio do quadril ao tronco, e

também uma haste de 1m e uma haste vertical anterior de 1m que segura esta haste perpendicular.

Outra variável que foi analisada durante o presente teste de levantamento de carga foi o uso e o não uso de um cinto inflável marca Ehob-Air-aligns(fig. 4 a e 5 b), colocado ao nível da cintura do voluntário. Este cinto apresenta um ajuste de "velcro" que permite aos voluntários ajustá-lo de acordo com sua constituição física e com máximo de conforto. Este cinto é inflável, apresentando uma válvula que permitiu inflar e adaptá-lo para cada voluntário.

Foi utilizado um equipamento denominado de QUARTZ METRONOME (Marca Qwik Time) o qual orientou o ritmo do movimento na frequência de 65 batidas por minuto (fig.3 a).

O voluntário antes da realização do movimento de levantamento e abaixamento de carga no equipamento M.A. ISOSTATION 2000, realizou uma contração isométrica máxima de 5 segundos onde em seguida realizou contrações isotônicas com tração de um cabo acoplado a um sistema de polias duplas (RIGUETTO) (fig 1 b) com carga de 15%, 25% e 50% da carga máxima de cada indivíduo obtida de acordo com o teste sugerido por BITTENCOURT (1984), teste este que foi realizado em dia separado daqueles que foram dedicados ao teste para determinação do limiar.

Cada carga na contração isotônica foi realizada durante 1 minuto seguindo um ritmo imposto pelo metrônomo.

Após o teste em cada carga o indivíduo teve um intervalo de repouso de 1 hora.

Para o presente teste, os voluntários foram orientados que este seria realizado com o intervalo de uma hora entre uma situação de teste e outra e num intervalo de 24 horas para realização dos dois últimos testes. Com isto preservou-se assim as condições físicas iniciais de cada voluntário em cada teste e em cada dia do teste.

As situações de teste, ou seja, cada porcentagem de carga, o uso ou não do cinto pélvico, foram sorteadas de tal forma que cada situação era uma nova experiência, tornando assim o teste com uma diminuição de alguma interferência de aprendizado.

Para o teste o indivíduo foi posicionado em pé, com o quadril apoiado em uma haste de apoio horizontal, com os joelhos estendidos, com o tronco apoiado em uma haste móvel onde foi executado o movimento de extensão do tronco a partir da posição de 45 graus de flexão do quadril (fig. 6 e 8), tanto para a contração isométrica quanto para a contração isotônica.

O movimento contra resistência mecânica foi realizado com e sem o uso do cinto pélvico.

Para haver um sincronismo entre a aquisição do registro eletromiográfico e a postura correspondente durante o movimento, foi utilizado um sistema fotoeletrônico (TORTOZA & GONÇALVES, 1994) que acionava através de uma lâmpada incandescente, com filamento de tungstênio e potência de 40 watts, que ao ser ligada sensibilizou um fotorresistor variável (fig. 5 a). Para a instalação do fotorresistor variável foi necessário montar um circuito misto (série e paralelo), com 3 resistores (R1, R2 e R3) de valores 1Kohms e 4kohms,

respectivamente. A utilização deste circuito foi necessária para possibilitar acopla-lo a um dos canais do amplificador que, por sua vez emitiu um sinal com amplitude adequada ao computador que acionou a placa A/D que através de um comando do software denominado sinal de trigger, estabelecido próximo à 4 volts na janela de borda de descida, automaticamente iniciou-se a aquisição dos sinais eletromiográficos. Estando esta lâmpada no campo focal da filmadora, a mesma funcionou como uma marca em cada fotograma, indicando o início da aquisição do sinal eletromiográfico. Assim possibilitou fazer a análise a partir do sinal da lâmpada em cada quadro de filme quando analisado no vídeo. O mesmo foi possível para a análise do sinal eletromiográfico na tela do computador.

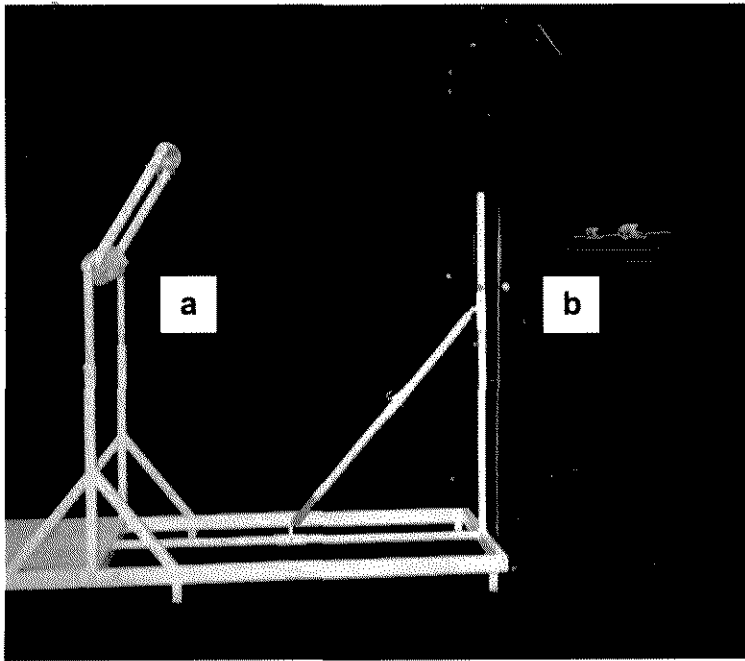


Fig. 1

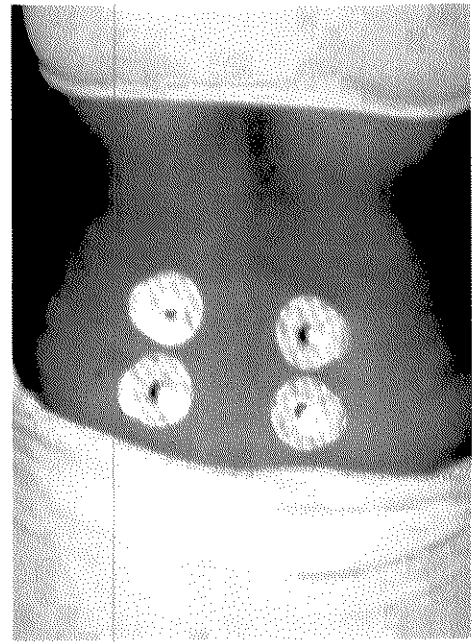


Fig. 2

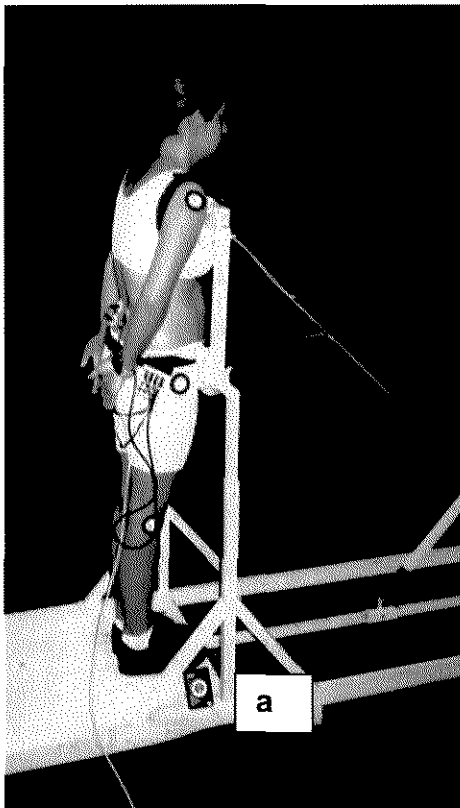


Fig. 3

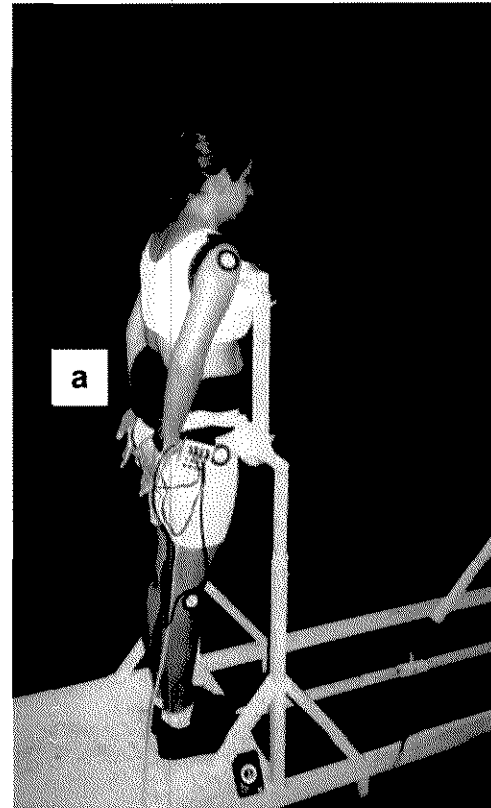


Fig. 4

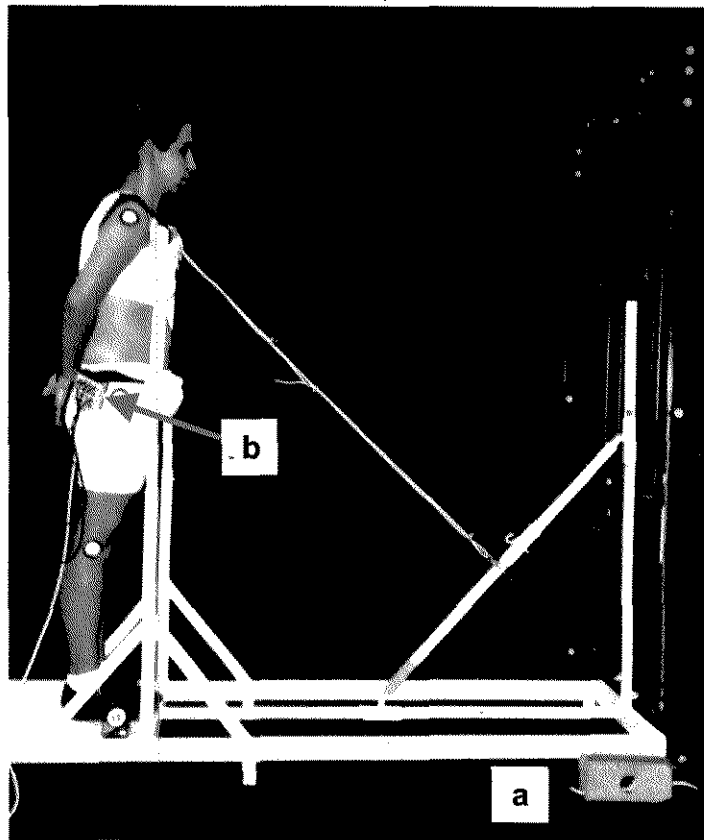


Fig.5

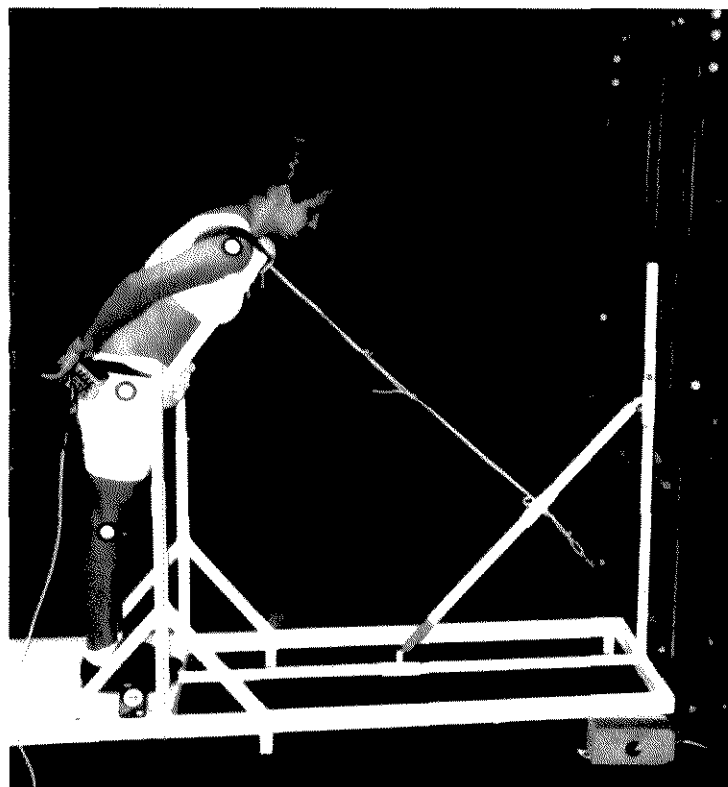


Fig. 6

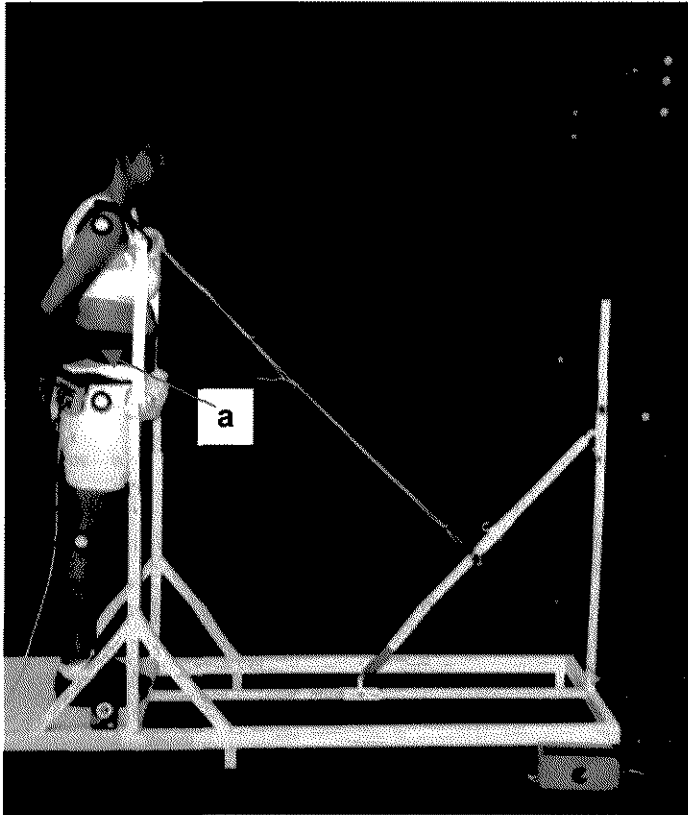


Fig. 7

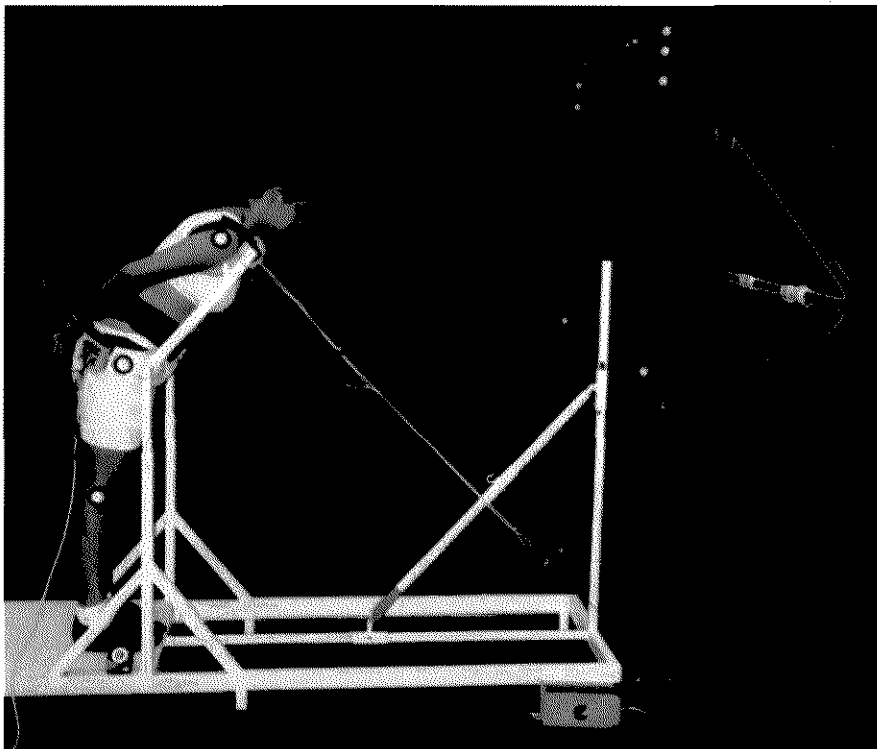


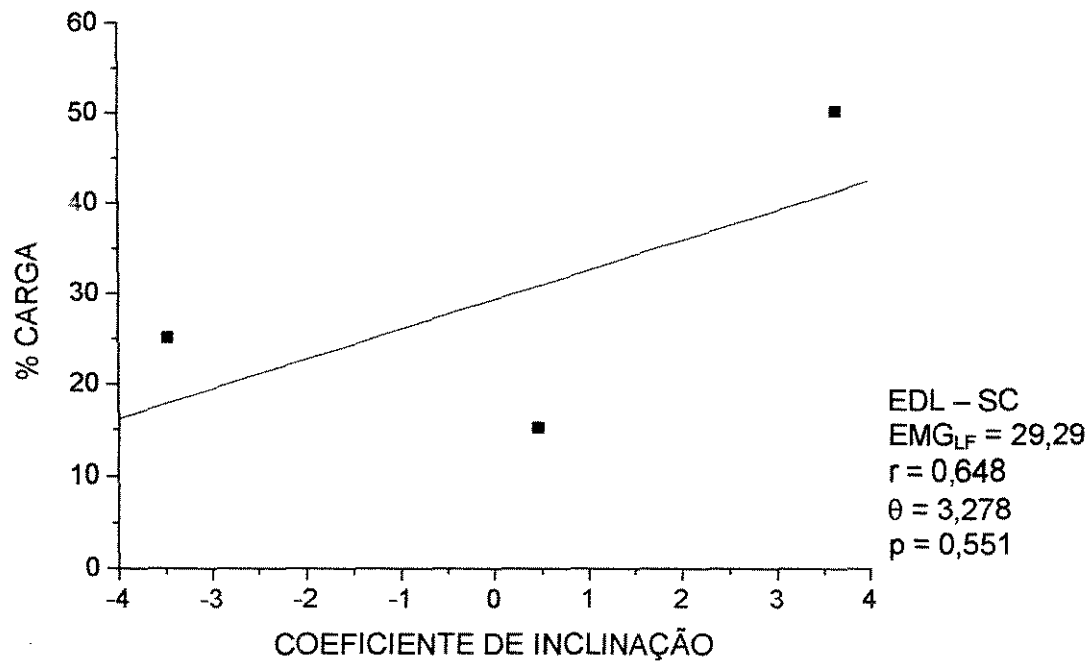
Fig. 8

RESULTADOS

Tabela 1 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, sem o uso de cinto (SC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (%Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	0,081	0,296	26,087	- 10,771
	25	- 0,225	- 0,949		
	50	- 0,059	- 0,437		
2	15	0,082	0,189	19,819	2,618
	25	- 0,003	- 0,015		
	50	0,856	11,491		
3	15	- 0,886	- 2,271	27,872	6,319
	25	- 0,044	- 0,07		
	50	0,738	3,351		
4	15	0,527	4,143	57,282	- 6,347
	25	0,951	6,183		
	50	0,236	2,569		
5	15	0,486	0,947	19,164	9,01
	25	- 0,248	- 0,23		
	50	0,656	2,891		
6	15	- 0,491	- 0,745	17,816	7,057
	25	0,631	2,455		
	50	0,825	3,47		
7	15	0,257	0,468	29,29	3,278
	25	- 0,702	- 3,467		
	50	0,553	3,649		
8	15	- 0,408	- 3,283	17,481	1,056
	25	0,419	8,563		
	50	0,877	30,277		
9	15	- 0,054	- 0,228	25,117	3,263
	25	0,41	3,161		
	50	0,37	1,557		
10	15	- 0,518	- 3,102	11,743	- 6,816
	25	- 0,388	- 1,638		
	50	- 0,169	- 3,296		

Figura 9- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga, sem o uso do cinto.



Na tabela 1 e figura 9 foi realizada uma comparação do músculo eretor da espinha do lado direito, dos 10 voluntários com 15% da carga máxima, 5 voluntários onde apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 5 cinco voluntários apresentaram uma correlação inversa. Na carga de 25% o comportamento da reta foi decrescente na maioria dos voluntários (n=6).

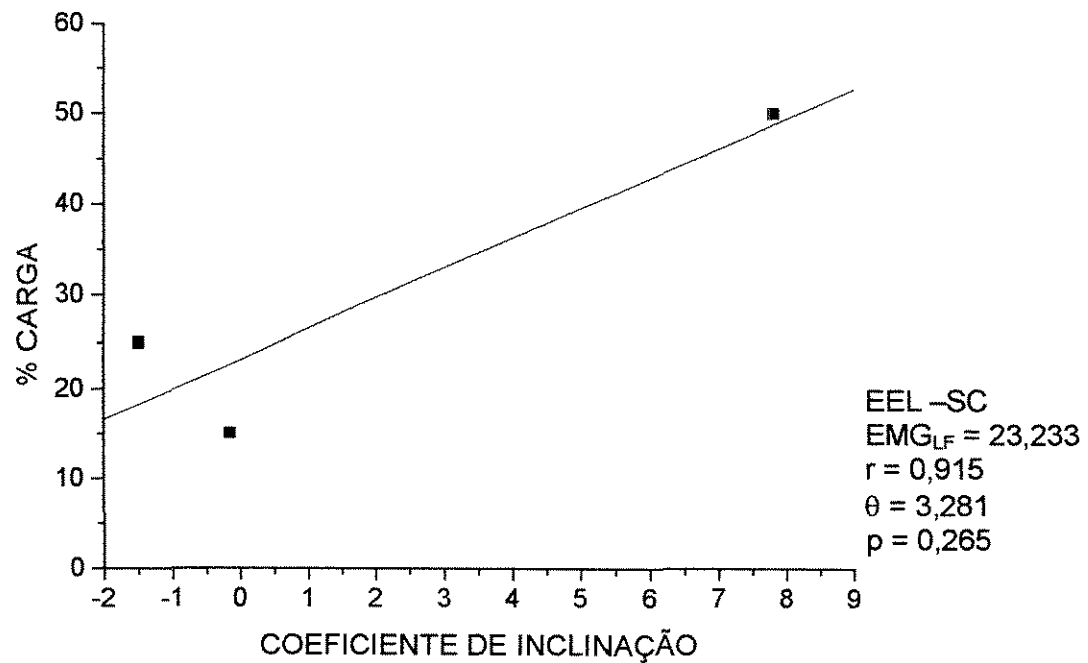
Na carga de 50% o comportamento da reta foi ascendente (n=8).

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, com um alto grau de significância ($p < 0,05$) ocorreu apenas nos voluntários 2 na carga de 50%, 3 na carga de 15%, 4 na carga de 25%, 6 carga de 50% e 8 na carga de 50%.

Tabela 2 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMGlf) do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, sem o uso de cinto (SC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG_{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	- 0,782	- 1,522	15,68	- 7,533
	25	- 0,073	- 0,19		
	50	- 0,498	- 3,991		
2	15	- 0,071	- 0,137	23,233	3,281
	25	- 0,595	- 1,489		
	50	0,554	7,814		
3	15	0,096	0,257	15,667	7,274
	25	0,604	3,057		
	50	0,716	2,597		
4	15	0,834	5,231	38,588	- 5,058
	25	0,201	1,014		
	50	- 0,261	- 1,151		
5	15	0,182	0,405	37,846	- 13,862
	25	0,664	1,328		
	50	- 0,013	- 0,035		
6	15	- 0,022	- 0,069	28,683	1,261
	25	0,432	2,437		
	50	0,154	0,763		
7	15	- 0,212	- 1,352	29,804	9,777
	25	- 0,425	- 0,692		
	50	0,504	2,104		
8	15	0,351	1,785	12,912	1,471
	25	0,617	7,729		
	50	0,78	25,337		
9	15	- 0,307	- 0,862	18,498	6,209
	25	0,266	2,84		
	50	0,613	3,58		
10	15	- 0,536	- 1,434	1,637	- 7,644
	25	- 0,604	- 3,668		
	50	- 0,224	- 6,03		

Figura 10- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga, sem o uso do cinto.



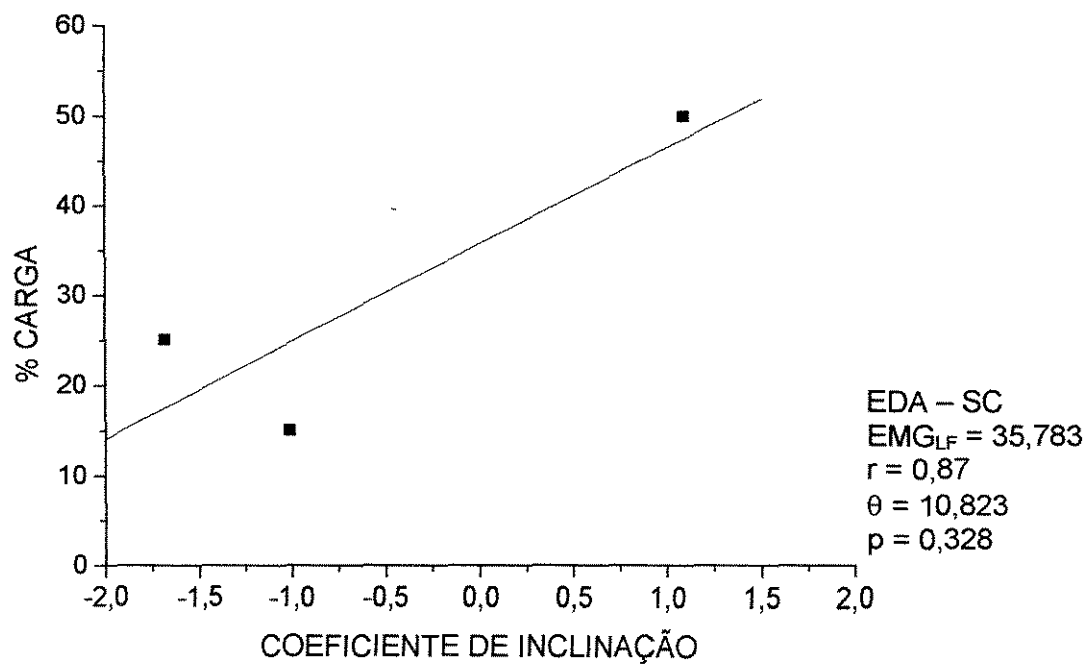
Na tabela 2 e figura 10 com o uso do cinto o músculo eretor da espinha do lado direito, na carga de 15% apresentou um comportamento das retas que foi variado, pois 5 dos voluntários apresentaram correlações negativas e os outros 5 voluntários apresentaram curvas com índices de correlação positivo. Nas cargas de 25% e 50% o comportamento mais freqüente das retas foi ascendente devido aos coeficientes de inclinação serem positivos (25% $n=9$ e 50% $n=9$).

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições apresentando poucos índices com um alto grau de significância ($p<0,05$) (voluntário 2 na carga de 50%, no voluntário 3 na carga de 25%, no voluntário 4 na carga de 50%, no voluntário 6 na carga de 25% e no voluntário 8 na carga de 25%)

Tabela 3 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{lf}) do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, sem o uso de cinto (SC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	0,537	2,95	31,227	- 3,456
	25	- 0,231	- 1,716		
	50	- 0,037	- 0,169		
2	15	- 0,205	- 0,6	28,028	- 2,561
	25	0,872	4,171		
	50	- 0,607	- 5,881		
3	15	- 0,717	- 1,011	35,783	10,823
	25	- 0,723	- 1,685		
	50	0,788	1,093		
4	15	0,476	2,2	16,953	6,921
	25	0,132	0,346		
	50	0,662	3,109		
5	15	0,22	0,231	27,893	9,446
	25	- 0,497	- 1,097		
	50	0,529	1,535		
6	15	0,652	1,114	29,856	2,465
	25	- 0,564	- 2,125		
	50	0,43	1,186		
7	15	0,296	0,812	30,799	2,38
	25	- 0,919	- 4,229		
	50	0,641	2,41		
8	15	- 0,716	- 6,864	29,212	1
	25	0,868	7,378		
	50	0,254	1,851		
9	15	0,149	0,384	31,415	2,844
	25	- 0,752	- 4,007		
	50	0,766	2,13		
10	15	0,163	0,71	17,535	0,785
	25	0,771	5,097		
	50	0,983	41,807		

Figura 11- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga, sem o uso do cinto.



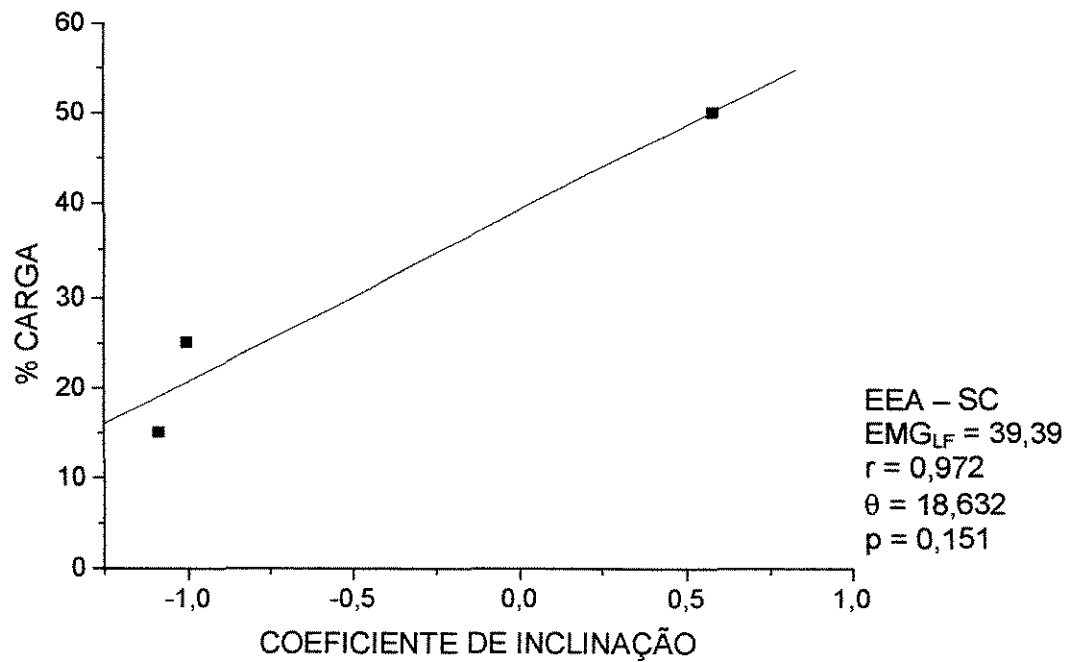
Na tabela 3 e figura 11 foi analisado a carga de 15% no levantamento sem o uso do cinto na comparação do músculo eretor da espinha do lado esquerdo, a maior frequência de índices de correlação foi negativa (n=6) Porém nas cargas de 25% e 50% a maior incidência de correlações foi positiva (25% n=6 e 50% n=6).

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, embora tenha atingido índices de fraco a forte, não existiram índices com um grau de significância ($p < 0,05$).

Tabela 4 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{lf}) do músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, sem o uso de cinto (SC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	0,05	0,15	23,361	- 8,044
	25	- 0,343	- 1,656		
	50	- 0,375	- 0,97		
2	15	- 0,151	- 0,33	28,019	- 2,089
	25	0,928	5,197		
	50	- 0,721	- 7,711		
3	15	- 0,401	- 1,088	39,39	18,632
	25	- 0,259	- 1,005		
	50	0,592	0,581		
4	15	0,883	4,257	27,995	0,794
	25	- 0,078	- 0,283		
	50	0,917	3,6		
5	15	0,619	1,063	14,216	13,143
	25	0,21	0,22		
	50	0,858	2,32		
6	15	0,213	0,477	17,501	- 7,854
	25	- 0,552	- 2,452		
	50	- 0,965	- 2,799		
7	15	0,001	0,004	26,954	8,152
	25	- 0,37	- 1,206		
	50	0,686	2,323		
8	15	0,729	2,953	60,368	- 15,184
	25	0,545	2,376		
	50	0,122	0,671		
9	15	0,066	0,486	30,941	2,939
	25	- 0,92	- 3,824		
	50	0,827	2,377		
10	15	0,159	0,577	17,355	0,707
	25	0,966	6,347		
	50	0,989	46,731		

Figura 12- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga, sem o uso do cinto.



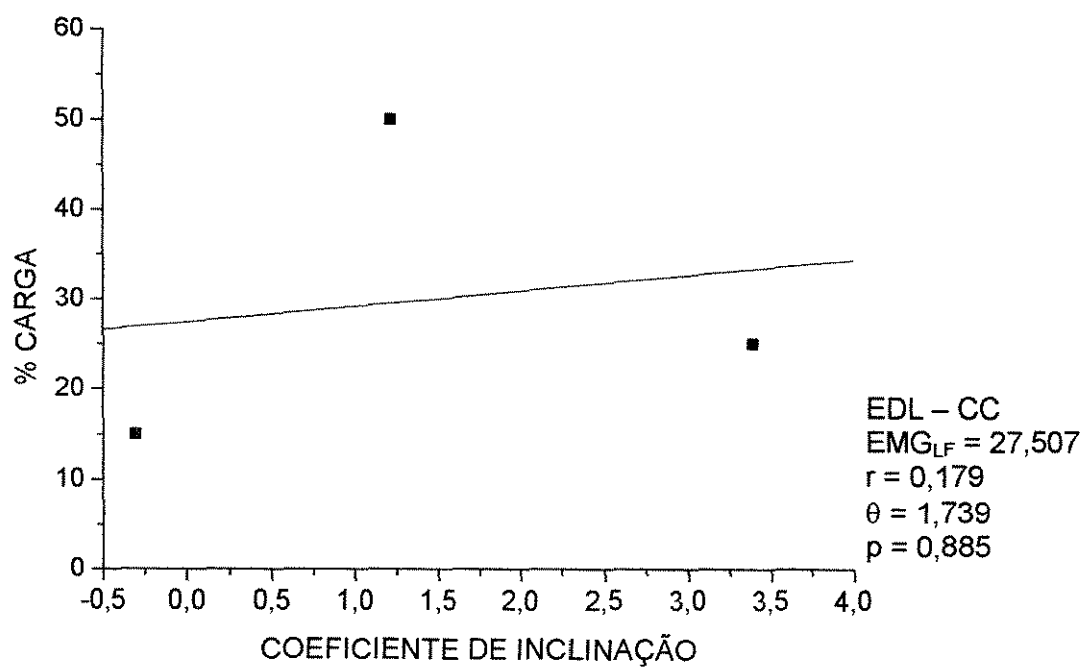
Na tabela 4 foi realizada uma comparação do levantamento com o uso do cinto do músculo eretor da espinha do lado esquerdo. Na carga de 15% o comportamento da reta foi decrescente pois a maior frequência de índices ($n=7$) e nas cargas de 25% e 50% incidência de correlações (25% $n= 9$ e 50% $n= 9$) foram positivas.

Nesta fase do teste existiram poucos índices com um alto grau de significância ($p<0,05$), apenas no voluntário 8 na carga de 50% e no voluntário 9 na carga de 50%.

Tabela 5 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{lf}) do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, com o uso de cinto (CC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	- 0,414	- 3,957	32,69	4,275
	25	- 0,314	- 2,037		
	50	0,366	4,106		
2	15	- 0,068	- 0,145	14,264	7,142
	25	0,536	1,929		
	50	0,977	4,826		
3	15	0,63	15,355	40,393	- 1,796
	25	0,827	2,644		
	50	- 0,177	- 0,639		
4	15	0,441	1,349	10,534	5,502
	25	0,404	2,023		
	50	0,84	7,243		
5	15	0,108	0,21	18,524	7,426
	25	0,642	2,552		
	50	0,496	1,874		
6	15	- 0,09	- 0,306	27,507	1,739
	25	0,959	3,388		
	50	0,207	1,217		
7	15	0,09	0,296	13,419	7,137
	25	0,444	1,523		
	50	0,515	5,151		
8	15	- 0,147	- 1,08	15,51	2,012
	25	0,833	10,36		
	50	0,787	12,323		
9	15	- 0,396	- 0,773	17,365	4,825
	25	0,508	2,04		
	50	0,731	6,589		
10	15	0,33	0,745	16,823	8,352
	25	0,047	0,168		
	50	0,443	3,82		

Figura 13- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga, com o uso do cinto.



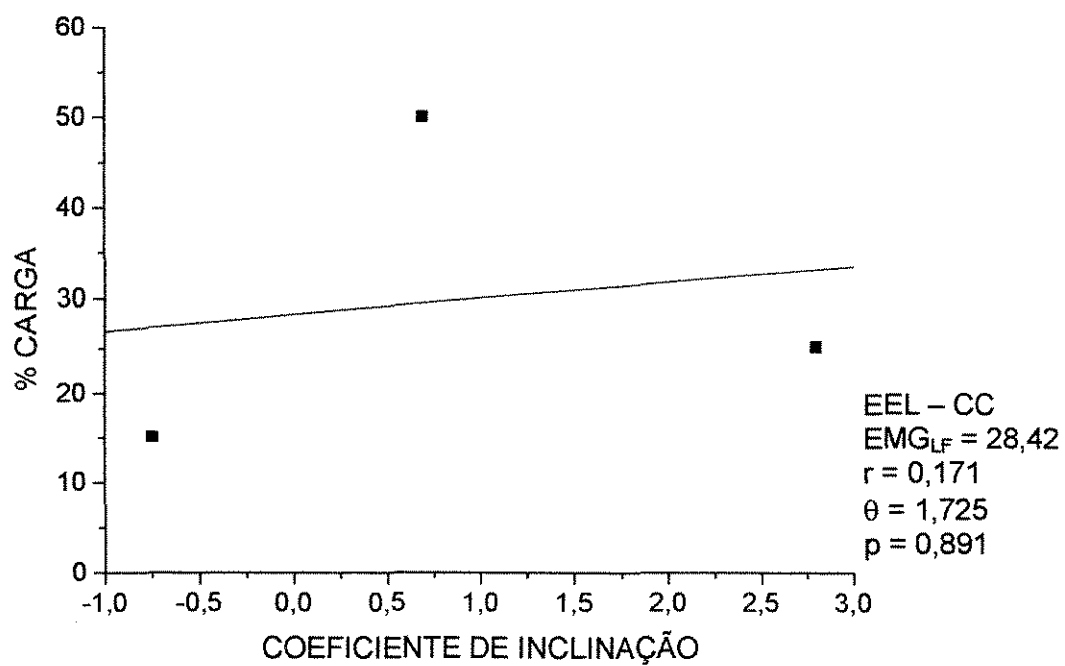
Na tabela 5 e figura 13 foi realizada comparação do músculo eretor da espinha do lado direito sem o uso do cinto na fase de abaixamento o comportamento das retas de inclinação nas carga de 15% e 50% entre os 10 voluntários foi crescente em sua maioria (15% n=7 e no 50% n=8).

Na carga de 25% os 10 voluntários apresentaram coeficientes de inclinação negativos (n=6), com índices de alto grau de significância ($p < 0,05$) somente para aqueles voluntários que obtiveram coeficientes de inclinação positivos (no voluntário 2 com carga de 25%, no voluntário 7 e 8 na carga de 25% e no voluntário 10 na carga de 50%).

Tabela 6 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, com o uso de cinto (CC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	- 0,547	- 5,254	36,823	4,42
	25	- 0,368	- 2,16		
	50	0,269	2,783		
2	15	- 0,524	- 1,673	21,437	5,363
	25	0,535	1,62		
	50	0,721	4,843		
3	15	0,508	7,563	44,439	- 4,061
	25	0,435	1,897		
	50	0,223	1,206		
4	15	- 0,008	- 0,031	14,291	7,079
	25	0,628	1,714		
	50	0,585	4,974		
5	15	- 0,289	- 0,562	22,334	13,763
	25	0,063	0,236		
	50	0,297	1,997		
6	15	- 0,235	- 0,745	28,42	1,725
	25	0,671	2,802		
	50	0,16	0,691		
7	15	0,532	1,965	- 32,41	29,244
	25	0,53	1,706		
	50	0,403	2,731		
8	15	- 0,502	- 3,483	20,08	2,29
	25	0,707	5,314		
	50	0,926	11,166		
9	15	- 0,121	- 0,323	13,938	4,406
	25	0,672	3,634		
	50	0,9	7,626		
10	15	0,299	0,594	28,216	- 17,041
	25	0,086	0,392		
	50	- 0,099	- 1,3		

Figura 14- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfica do músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento de 15%, 25% e 50% da carga, com o uso do cinto.



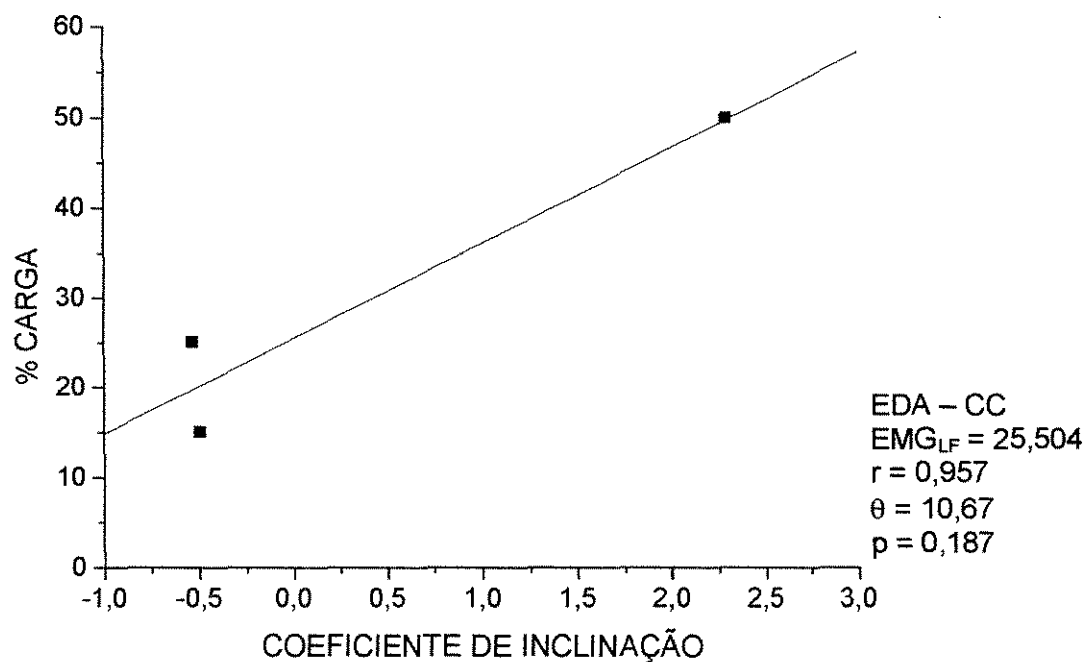
Na tabela 6 e figura 14 foi observado que dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, não apresentaram índices de correlação com um grau de significância ($p < 0,05$) sendo que quando comparados os 10 voluntários no abaixamento com o uso do cinto do músculo eretor da espinha do lado direito na carga de 15% e 25% pode-se constatar que houve o comportamento negativo das correlações em sua maioria (15% $n=7$ e 25% $n=6$),

Na carga de 50% os índices de correlação foram positivos ($n=6$).

Tabela 7 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMGlf) do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, com o uso de cinto (CC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	- 0,803	- 3,561	29,061	- 0,953
	25	0,457	4,1		
	50	- 0,527	- 3,495		
2	15	- 0,218	- 0,441	30,008	- 6,105
	25	0,5	1,54		
	50	- 0,781	- 1,095		
3	15	0,807	16,098	36,159	- 1,406
	25	- 0,125	- 0,277		
	50	- 0,556	- 2,681		
4	15	0,366	1,156	17,952	8,235
	25	- 0,033	- 0,104		
	50	0,435	3,337		
5	15	- 0,346	- 0,493	25,504	10,67
	25	- 0,323	- 0,532		
	50	0,758	2,289		
6	15	- 0,019	- 0,031	29,83	- 11,877
	25	0,408	1,031		
	50	- 0,388	- 1,043		
7	15	- 0,151	- 0,873	28,991	9,341
	25	0,257	0,882		
	50	0,117	0,315		
8	15	- 0,365	- 0,851	22,584	6,079
	25	- 0,016	- 0,066		
	50	0,652	4,577		
9	15	0,218	1,067	29,087	2,023
	25	- 0,109	- 0,53		
	50	0,367	0,817		
10	15	- 0,589	- 1,356	24,364	3,963
	25	- 0,17	- 0,907		
	50	0,697	6,53		

Figura 15- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga, com o uso do cinto.



Na tabela 7 e figura 15 foi comparado o músculo eretor da espinha do lado esquerdo no abaixamento sem o uso do cinto. As cargas de 15% e 50% quando comparado entre os 10 voluntários demonstrou que a maioria dos índices de correlação (15% n=8 e 50% n= 7) foram positivos.

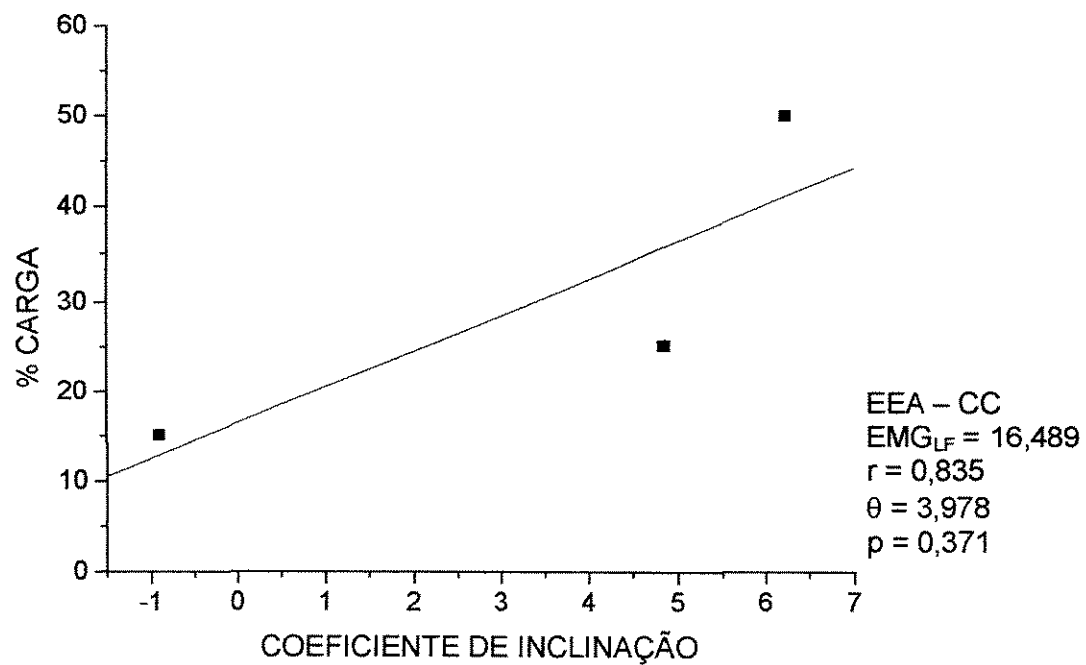
Na carga de 25% os 10 voluntários em sua maioria apresentou índices de correlações negativas (n=6).

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, apresentando poucos índices com um alto grau de significância ($p < 0,05$) (no voluntário 2 na carga de 25%, no voluntário 4 nas cargas de 15% e 50%, no voluntário 5 na carga de 50%, no voluntário 6 na carga de 50%, no voluntário 9 nas cargas de 25% e 50% e no voluntário 10 nas cargas de 25% e 50%).

Tabela 8 – Estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) do músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, com o uso de cinto (CC).

Voluntário	% Carga	r ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	θ ($\mu\text{V}/\text{rep.}$)	EMG _{LF}	θ (% Carga/ $\mu\text{V}/\text{rep.}$)
1	15	- 0,649	- 2,428	28,086	- 1,843
	25	0,256	1,795		
	50	- 0,626	- 2,482		
2	15	- 0,128	- 0,403	18,449	- 11,578
	25	0,007	0,022		
	50	- 0,951	- 2,612		
3	15	0,79	11,147	34,699	- 1,924
	25	- 0,255	- 0,808		
	50	- 0,788	- 3,014		
4	15	0,368	1,393	34,54	- 2,132
	25	0,644	3,354		
	50	0,263	1,64		
5	15	0,083	0,105	25,724	- 14,97
	25	- 0,261	- 0,658		
	50	- 0,193	- 0,304		
6	15	- 0,604	- 1,677	54,889	23,917
	25	- 0,49	- 0,731		
	50	- 0,253	- 0,714		
7	15	- 0,216	- 1,537	17,379	- 9,056
	25	- 0,111	- 0,1		
	50	- 0,723	- 2,544		
8	15	- 0,224	- 0,899	16,489	3,978
	25	0,718	4,855		
	50	0,891	6,233		
9	15	- 0,011	- 0,041	13,609	- 29,622
	25	- 0,144	- 0,804		
	50	- 0,423	- 0,815		
10	15	0,075	0,113	16,908	7,498
	25	0,172	0,659		
	50	0,497	4,466		

Figura 16- Exemplo da média do limiar de fadiga eletromiográfica do músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga, com o uso do cinto.



Na tabela 8 e figura 16 analisando o músculo eretor da espinha do lado esquerdo durante o teste de abaixamento com o uso do cinto foi comparado entre os 10 voluntários, mostrou que nas cargas de 15% e 50% a maioria dos índices de correlação (15% $n=6$ e 50% $n=7$) foram positivas.

Na carga de 25% os coeficientes de correlação comparados entre os 10 voluntários verificou-se que este apresentou um comportamento variado onde em 5 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 5 cinco voluntários apresentaram uma correlação inversa.

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, apresentou somente 2 índices com um alto grau de significância ($p<0,05$) (no voluntário 2 na carga de 50% e no voluntário 8 na carga de 50%)

Tabela 9 – Teste de Wilcoxon para verificar o efeito do uso do cinto pélvico na determinação dos Limiares de fadiga eletromiográficos médios (%) (n=10) dos músculos eretores da espinha direito (ED) e esquerdo (EE) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.

<i>MM.</i>	<i>FASE</i>	<i>SEM CINTO</i>	<i>COM CINTO</i>	<i>p</i>
ED	LEV.	25.17	20.70	0,65
		± 12,53	± 9,623	
	ABAIX.	27.87	27.35	0,45
		± 6,02	± 4,975	
EE	LEV.	22.25	26.23	0,51
		± 11,653	± 9,777	
	ABAIX.	28.61	26.07	0,65
		± 13,410	± 12,673	

Na tabela 9 verifica-se que ao relacionarmos os músculos eretores da espinha direito e esquerdo, com e sem o uso do cinto pélvico durante o levantamento e abaixamento de carga, constata-se que não existe uma diferença quanto aos percentuais de carga obtidos no intercepto para todas as situações.

Tabela 10 - Valores de RMS médios normalizados (u.a) e desvios padrão, dos músculos eretores da espinha direito (ED) e esquerdo (EE) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.

MM.	FASE	SEM CINTO - SC			COM CINTO - CC		
		15%	25%	50%	15%	25%	50%
ED	LEV.	30,83 ^{a, e}	37,01 ^e	56,20 ^{c, e}	31,88 ^{b, g}	35,29 ^{b, g}	53,81 ^g
		± 6,96	± 12,04	± 18,50	± 11,88	± 11,22	± 18,20
	ABAIX.	24,22 ^a	26,59 ^a	34,41 ^d	23,87	24,51 ^b	31,76
		± 7,71	± 7,66	± 10,24	± 8,41	± 7,22	± 11,32
EE	LEV.	31,01 ^{a, f}	35,42 ^f	48,03 ^f	30,85 ^{b, h}	35,18 ^{b, h}	55,45 ^h
		± 9,14	± 13,10	± 18,15	± 6,97	± 9,75	± 27,26
	ABAIX.	23,07	25,80	28,86	21,95	22,58	33,27
		± 8,30	± 10,04	± 7,78	± 6,91	± 4,85	± 15,67

Teste de Friedman para $p < 0,05$ e teste DMS.

^a $p < 0,05$ em relação a carga de 50% - SC.

^b $p < 0,05$ em relação a carga de 50% - CC.

Teste de Wilcoxon para $p < 0,05$.

^c $p < 0,05$ em relação ao músculo EE na mesma fase - SC.

^d $p < 0,05$ em relação ao músculo EE na mesma fase - SC.

^e $p < 0,05$ em relação ao mesmo músculo na fase de ABAIX. -SC.

^f $p < 0,05$ em relação ao mesmo músculo na fase de ABAIX. -SC.

^g $p < 0,05$ em relação ao mesmo músculo na fase de ABAIX. -CC.

^h $p < 0,05$ em relação ao mesmo músculo na fase de ABAIX. -CC.

Figura 17 - Valores de RMS médios normalizado (u.a), e desvios padrão dos músculos eretores da espinha direito (ED) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.

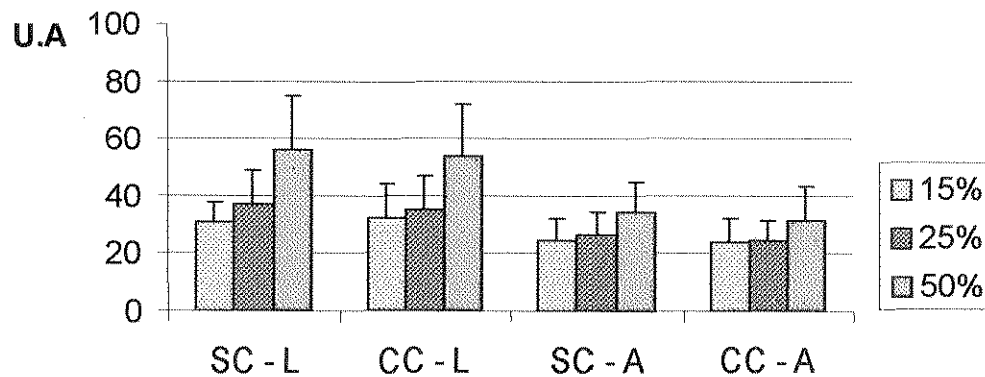
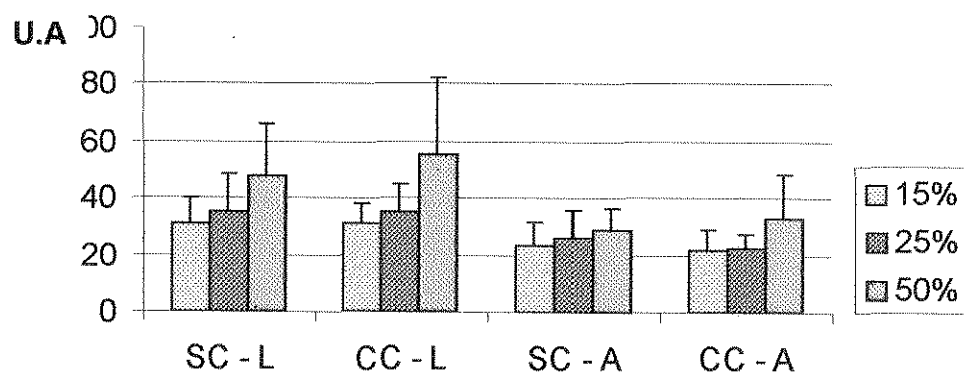


Figura 18 - Valores de RMS médios (uV) e desvios padrão, dos músculos eretores da espinha esquerdo (EE) com (CC) e sem (SC) o uso do cinto durante o levantamento (L) e abaixamento (A) de 15%, 25% e 50% da carga máxima.



Na tabela 10 ao analisar os músculos eretores da espinha do lado direito e esquerdo durante levantamento manual de carga verifica-se que com e sem o uso de cinto existiu uma diferença desta atividade entre 15% e 50%, tendo desenvolvido maior atividade aos 50%

Durante o levantamento com o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 25% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado direito apresentou sua maior atividade ao levantar os 50% da carga máxima

No abaixamento manual de carga, o músculo eretor da espinha direito e esquerdo, verifica-se que com e sem o uso de cinto existiu uma diferença desta atividade entre 25% e 50%, tendo desenvolvido maior atividade aos 50%.

Durante o levantamento sem o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 15% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado direito apresentou sua maior atividade ao levantar os 50% da carga.

Durante o levantamento com o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 25% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado esquerdo apresentou sua maior atividade ao elevar os 50% da carga máxima.

Durante o abaixamento dos 15%, 25% e 50% da carga máxima, com e sem o uso do cinto pélvico o músculo eretor da espinha esquerdo apresentou atividade semelhante.

Na atividade do músculo eretor da espinha do lado direito e esquerdo, verifica-se que existe uma diferença no levantamento e abaixamento dos 50% da carga máxima, sem o uso do cinto pélvico, onde a maior atividade do eretor da espinha ocorreu no lado direito.

Na atividade do músculo eretor da espinha do lado direito verifica-se que existe uma diferença no levantamento e abaixamento dos 25% da carga máxima, sem o uso do cinto pélvico, onde a maior atividade do eretor da espinha ocorreu durante o levantamento.

A atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha do lado direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento dos 15%, 25% e 50% da

Verificou-se que na carga de 50% a atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha aumentou.

DISCUSSÃO

Com os resultados obtidos, a presente discussão será apresentada em função das três análises realizadas, a primeira, de forma descritiva, a determinação de um índice resultante das correlações entre o número de repetições e a atividade eletromiográfica que oportunizam avaliar a tendência a um limiar de fadiga eletromiográfico, a segunda através da análise do efeito do uso do cinto pélvico nos músculos eretores da espinha direito e esquerdo, na fase de levantamento e abaixamento da carga tendo como suporte o tratamento estatístico sobre os limiares de fadiga individualizados e a terceira parte relacionada ao comportamento dos músculos eretor da espinha direito e esquerdo quando analisadas as fases de subida e descida do tronco durante o mesmo teste, porém, dados estes obtidos apenas da quinta repetição do total realizado para totalizar o teste. Sendo assim, nesta última parte, destacam-se as variáveis cinesiológicas que podem estar envolvidas neste tipo de movimento e que poderia ser realizada em qualquer outra repetição, porém, este é o início de uma abordagem sobre as diversas possibilidades de interpretar um sinal eletromiográfico, principalmente se este é extraído de uma seqüência de movimentos.

ERETOR DA ESPINHA DIREITO NA FASE DE LEVANTAMENTO, SEM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Nesta análise verifica-se que na atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha do lado direito, dos 10 voluntários com 15% da carga máxima, 5 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 5 cinco voluntários apresentaram uma correlação inversa. Na carga de 25% o comportamento da reta foi decrescente na maioria dos voluntários (n=6) o que implica dizer que o sinal eletromiográfico não aumentou com o aumento das repetições comparando com dados similares no teste realizado por TOM MAYER (1995). Este resultado pode inferir que provavelmente esta porcentagem de carga não tenha sido suficiente para promover o processo de fadiga, assim como referenciado por HOUSH e col. (1995) que destaca também esta ocorrência em seus estudos. Na carga de 50% o comportamento da reta foi ascendente (n=8), demonstrando um aumento do RMS em função das repetições sugerindo um desenvolvimento do processo de fadiga, como verificado por BIGLAND & RITCHIE (1981), MIYASHITA et al (1981), POTVIN & NORMAN (1995), WITTEKOPF et al (1995), que fizeram observações de que quando o músculo exibe fadiga localizada após contrações repetidas, existe uma elevação do sinal eletromiográfico a medida que o músculo fadiga, o que pode ocorrer *devido ao* aumento de unidades motoras recrutadas como relatado por DeVRIES (1968) como estratégia de compensação da perda da função motora

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, com um alto grau de significância ($p < 0,05$) ocorreu apenas nos voluntários 2 na carga de 50%, 3 na carga de 15%, 4 na carga de 25%, 6 carga de 50% e 8 na carga de 50%, demonstrando assim uma necessidade na análise de fatores como o número da amostra, e a escolha da concentração da carga a ser testada para este tipo de estudo.

ERETOR DA ESPINHA DIREITO NA FASE DE LEVANTAMENTO, COM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Quando observou-se a atividade deste músculo com o uso do cinto na comparação do músculo eretor da espinha do lado direito, na carga de 15% o comportamento das retas foi variado pois 5 dos voluntários demonstraram índices de correlação negativos podendo justificar-se por prováveis interferências na contração ocasionadas pela inexperiência no uso deste acessório e prováveis influências na velocidade de movimento que podem ocasionar uma alteração na atividade muscular como demonstrado por DeVries (1969) quando alerta para as prováveis influências no sinal eletromiográfico neste tipo de protocolo de análise.

Os outros 5 voluntários apresentaram curvas com índices de correlação positivos como nos estudos encontrados por MATSUMOTO et al (1991) e MORITANI et al (1993) apud PAVLAT (1995) que caracterizaram este fato pelo aumento da atividade eletromiográfica onde são recrutados unidades motoras adicionais quando há o aparecimento da fadiga muscular.

Nas cargas de 25% e 50% o comportamento mais frequente das retas foi ascendente devido aos coeficientes de inclinação serem positivos (25% n=9 e 50% n=9) permitindo dizer que a eletromiografia aumentou com o passar do tempo como encontrado por THORSTENSSON & KARSLSSON (1976) e NILSSON, TESCH & THORSTENSSON (1977), que demonstraram a fadigabilidade através do aumento da atividade eletromiográfica justificada pelo

extenso aumento na ativação de unidades motoras também dependendo das fibras musculares.

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, demonstrou poucos índices com um alto grau de significância ($p < 0,05$) (voluntário 2 na carga de 50%, no voluntário 3 na carga de 25%, no voluntário 4 na carga de 50%, no voluntário 6 na carga de 25% e no voluntário 8 na carga de 25%) o que possibilita a construção de uma curva com tendência crescente, oferecendo uma certa variabilidade na sua interpretação.

ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NA FASE DE LEVANTAMENTO, SEM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Ao analisar a carga de 15% no levantamento sem o uso do cinto na comparação do músculo eretor da espinha do lado esquerdo, a maior frequência de índices de correlação foi negativa ($n=6$) o que implica dizer que o sinal eletromiográfico não aumentou com o passar do tempo, provavelmente em função da diminuição do recrutamento de unidades motoras como destacado por SADOYAMA, MIYAMO (1981), avaliando o músculo bíceps braquial e o reto femural demonstraram uma diminuição da atividade eletromiográfica devido a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação das fibras musculares utilizadas.

Porém nas cargas de 25% e 50% a maior incidência de correlações foram positivas (25% $n=6$ e 50% $n=6$) coincidentes aos estudos de TROUP & CHAPMAN (1972); PETROFSKY & LIND (1978) que em estudos em cicloergômetro, demonstraram o aparecimento de fadiga devido o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico com o aumento progressivo do número de repetições.

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, embora tenham atingidos índices de fraco a forte, não existiram índices com um grau de significância ($p<0,05$).

ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NA FASE DE LEVANTAMENTO, COM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Quando observou-se o levantamento com o uso do cinto do músculo eretor da espinha do lado esquerdo, na carga de 15% o comportamento da reta foi decrescente pois a maior frequência de índices ($n=7$) provavelmente como citado por DeVRIES (1969), VIITASALO & KOMI (1977) pela redução nas velocidades de condução de potencial de ação ao longo das fibras do músculo levando a níveis de atividade diminuídos, contrário para as cargas de 25% e 50% na quais a maior incidência de correlações (25% $n= 9$ e 50% $n= 9$) foram positivas, concordando com SPARTO et al, (1999) e BRODY et al (1991) onde testando 16 voluntários que realizavam 10 repetições de levantamento por minuto verificou que houve um aumento da atividade eletromiográfica devido a um aumento da velocidade de condução e o provável aparecimento da fadiga.

Nesta fase do teste existiram poucos índices com um alto grau de significância ($p<0,05$), apenas nos voluntários 8 na carga de 50% e no voluntário 9 na carga de 50% e que certamente pode-se inferir um bom índice para predição de uma curva que efetivamente demonstre o desenvolvimento de um processo de fadiga eletromiográfica como justificado por THORSTENSSON & KARSLSSON (1976) e NILSSON, TESCH & THORSTENSSON (1977), que demonstraram a fadigabilidade através do aumento da atividade eletromiográfica justificada pelo aumento na ativação de unidades motoras associado ao tipo das fibras musculares.

ERETOR DA ESPINHA DIREITO NA FASE DE ABAIXAMENTO, SEM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Na comparação do músculo eretor da espinha do lado direito sem o uso do cinto na fase de abaixamento, o comportamento das retas de inclinação nas carga de 15% e 50% entre os 10 voluntários foram crescentes em sua maioria (15% n=7 e no 50% n=8) o que pode-se afirmar que houve um aumento do sinal eletromiográfico com o aumento da carga podendo assim verificar que o não uso do cinto pélvico dentro de um teste de fadiga pode interferir de maneira a sobrecarregar o músculo eretor o que o leva a um aumento da fadiga neuromuscular como relatado por TERRY et al (1995) devido a um aumento do recrutamento das fibras e ou de neurônios motores.

Na carga de 25% entre os 10 voluntários apresentaram coeficientes de inclinação negativos (n=6), com índices de alto grau de significância ($p < 0,05$) somente para aqueles voluntários que obtiveram coeficientes de inclinação positivos (no voluntário 2 com carga de 25%, no voluntário 7 e 8 na carga de 25% e no voluntário 10 na carga de 50%) onde nesses voluntários a possibilidade do aparecimento do processo de fadiga muscular é maior como nos estudos de TROUP & CHAPMAN (1972); PETROFSKY & LIND (1978) que em cicloergômetro, demonstraram o aparecimento de fadiga devido ao aumento da amplitude do sinal eletromiográfico com o aumento progressivo do número de repetições.

ERETOR DA ESPINHA DIREITO NA FASE DE ABAIXAMENTO, COM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, não existiram índices de correlação com um grau de significância ($p < 0,05$) sendo que quando comparados os 10 voluntários no abaixamento com o uso do cinto do músculo eretor da espinha do lado direito na carga de 15% e 25% pode-se constatar que houve o comportamento negativo das correlações em sua maioria (15% $n=7$ e 25% $n=6$), como constatado por VIITASALO & KOMI (1977) que justificam devido as alterações no recrutamento de unidades motoras e sua velocidade de condução.

Destaca-se neste padrão de movimento as modificações neuromecânicas que devem ocorrer para manter o ritmo do movimento de abaixamento da carga, necessitando assim preservar a velocidade assim como a integridade das estruturas que agora apresentam um trajetória a favor da gravidade.

Na carga de 50% os índices de correlação foram positivos ($n=6$) concordando com os resultados similares (embora com músculos diferentes) obtidos por MORITANI (1982), que relatou um grau de significância nos índices de correlação quando usados para estimar a fadigabilidade entre o músculo bíceps braquial e o sóleo mostrou um aumento da atividade eletromiográfica com relação ao tempo nas cargas de 30%, 40% e 60% em ambos os músculos devido

geralmente a um progressivo recrutamento de unidades motoras para compensar a perda da contratibilidade devido ao aparecimento da fadiga muscular.

ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NA FASE DE ABAIXAMENTO, SEM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

Na comparacao do músculo eretor da espinha do lado esquerdo no abaixamento sem o uso do cinto, nas cargas de 15% e 50% quando comparados entre os 10 voluntários demonstrou que a maioria dos índices de correlação (15% n=8 e 50% n= 7) positivos permitindo assim a construção de uma curva que detecte um índice limiar de fadiga eletromiográfica nestas condições de teste. Este comportamento foi também observado por SPARTO, PARNIANPOUR (1998) avaliando a fadiga dos músculos do tronco (grande dorsal, obliquo externo e eretor da espinha) onde houve aumento da atividade eletromiográfica com diminuição da força e o aparecimento da fadiga eletromiográfica, onde nos músculos grande dorsal e no oblíquo externo houve um aumento da atividade eletromiográfica de 70% e no músculo eretor da espinha houve um aumento de 75% da atividade eletromiográfica devendo-se ao fato de que os padrões de recrutamento musculares são diferentes sendo maiores no músculo eretor da espinha na atividade proposta pelo autor.

Na carga de 25% os 10 voluntários na maioria apresentou índices de correlações negativas (n=6) o que permite dizer que o sinal eletromiográfico não

acompanhou o aumento das repetições podendo ser comparados com dados similares demonstrados por ARENDT-NIELSEN, MILLS (1985) porém em estudos do músculo vatus lateralis, os quais demonstraram uma diminuição da atividade eletromiográfica devendo-se ao fato de uma diminuição da velocidade de condução por outros fatores como a diminuição do recrutamento de fibras e ativação de unidades motoras.

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, existiram poucos índices com um alto grau de significância ($p < 0,05$) (no voluntário 2 na carga de 25%, no voluntário 4 nas cargas de 15% e 50%, no voluntário 5 na carga de 50%, no voluntário 6 na carga de 50%, no voluntário 9 nas cargas de 25% e 50% e no voluntário 10 nas cargas de 25% e 50%) o que possibilita a construção de uma curva com tendência crescente, oferecendo uma certa variabilidade na sua interpretação e com isso poderá haver um provável processo de fadiga eletromiográfica contrariando estudos realizados por TERRY et al (1995) que relataram o aumento da fadiga neuromuscular devido a um aumento do recrutamento das fibras e ou de neurônios motores.

ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NA FASE DE ABAIXAMENTO, COM O USO DE CINTO NAS DIFERENTES CARGAS

A análise realizada comparando o músculo eretor da espinha do lado esquerdo durante o teste de abaixamento com o uso do cinto fazendo-se uma comparação entre os 10 voluntários mostraram que nas cargas de 15% e 50% demonstram que a maioria dos índices de correlação (15% $n=6$ e 50% $n=7$) nesses voluntários foram como obtido por MORITANI (1986) quando avaliou o músculo bíceps braquial em condições de teste similares ao apresentado neste estudo, onde a eletromiografia diminuiu com o aumento do tempo.

Na carga de 25% os coeficientes de correlação comparados entre os 10 voluntários verificou-se que este apresentou um comportamento variado onde em 5 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 5 cinco voluntários apresentaram uma correlação inversa.

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, existiram somente 2 índices com um alto grau de significância ($p<0,05$) (no voluntário 2 na carga de 50% e no voluntário 8 na carga de 50%) o que possibilita a construção de uma curva com tendência crescente, e cuja confiabilidade na indentificação de um limiar de fadiga eletromiográfico é aumentado.

COMPARAÇÃO DO LEVANTAMENTO NO ERETOR DA ESPINHA DIREITO COM E SEM O USO DO CINTO

O músculo eretor da espinha do lado direito com o uso ou não do cinto, na carga 15% apresentaram comportamento semelhantes sem o uso do cinto (n=5) e com o uso do cinto (n=5) não existindo uma demonstração efetiva do efeito do cinto com intuito de retardar um provável processo de fadiga nesta porcentagem de carga, como também evidenciado por CIRIELLO & SNOOK (1995) quando analisando trabalhadores industriais no levantamento de carga, os indivíduos fizeram o uso ou não do cinto pélvico, onde foi não houve diferenças na máxima resistência isocinética e nos parâmetros espectrais da eletromiografia dos músculos extensores lombares com o uso do cinto pélvico durante o levantamento de carga nas tarefas mais pesadas .

Na carga de 25% sem o uso do cinto a atividade eletromiográfica em função do tempo apresentou correlações predominantemente negativas (n=6) em relação ao uso do cinto (n=9) que foram positivas sugerindo que o cinto. Este resultado pode-se justificar em função da provável estabilidade promovida ao tronco como avaliado por LAVENDER (2000) quando verificou o uso do cinto como protetor da coluna em condições de levantamentos simétricos e assimétricos e relata que com o seu uso houve redução do movimento de flexão do tronco durante o levantamento simétrico, concluindo que o uso do cinto como fator de proteção á coluna vertebral ainda seja questionável.

Outro destaque a este comportamento ascendente desta correlação é o fato de uma discreta diminuição na atividade eletromiográfica com o uso do cinto, como constatado por GONÇALVES (1996) e neste estudo em particular, ao realizar uma atividade repetitiva existir uma tendência a desenvolver o processo de fadiga de forma mais efetiva.

Na carga de 50% foram as correlações foram positivas onde sem o uso do cinto (n=8) e com o uso do cinto (n=9) as retas se comportaram de maneiras semelhantes não apresentando evidências para diminuir a fadiga, que permite sinalizar uma ineficiência deste acessório em tarefas repetitivas, como é a realidade de quem realiza o levantamento e abaixamento de cargas em situações de trabalho.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NO LEVANTAMENTO COM E SEM O USO DO CINTO.

O comportamento do eretor da espinha esquerdo no levantamento com e sem o uso do cinto demonstrou que na carga de 15% apresentaram correlações negativas e semelhantes sem o uso do cinto (n=6) e com o uso do cinto (n=7) constatando-se então que o uso de cinto durante o levantamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, não apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha não demonstra sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico estando assim em desacordo com os achados descritos por MAJKOSWISKI (1998) que investigou indivíduos com e sem o uso do cinto pélvico realizando levantamentos dinâmicos concluindo que o uso do cinto pelvico minimiza a fadiga lombar e a produção de força no levantamento de carga repetitivas.

Porém na carga de 25% o músculo eretor da espinha do lado esquerdo durante o levantamento sem o uso do cinto (n=6) e com o uso do cinto (n=9) apresentaram correlações positivas apresentando assim uma situação semelhante a de RYS (1995) que relata ter os cintos pélvicos vantagens e desvantagens onde os cintos parecem reduzir o estresse no levantamento, porém os cintos podem conduzir a uma falsa sensação de segurança e que podem debilitar o corpo, mais também podem ocorrer essa situação sem o uso do cinto sugerindo que mais pesquisa sejam realizadas. e aos 50%, sem o uso do cinto

(n=6) e com o uso do cinto (n=9) as retas ascendentes semelhantes em ambas as cargas apresentando assim predominantemente evidências de um provável aparecimento da fadiga concordando com MAJKOSWISKI (1998) o qual concluiu que o uso do cinto pélvico minimiza a fadiga lombar e a produção de força no levantamento de carga repetitivas.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO NO ABAIXAMENTO COM E SEM O USO DO CINTO

Predominantemente na carga de 15% sem o uso do cinto (n=7) o músculo eretor da espinha apresentou correlação positiva, contrariamente ao uso do cinto (n=7) que foi negativa.

Na carga de 25% as correlações foram negativas no uso do cinto (n=6) e não uso do cinto (n=6), constatando-se então que uso de cinto durante o abaixamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, não apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha não demonstra sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico, provavelmente em função do cinto estabilizar o tronco de tal forma que qualquer mínimo movimento do tronco que possa existir durante o abaixamento da carga, é limitado pelo uso do cinto e com isto diminuir a atividade do eretor da espinha, com observado também por SPARTO (1998) estudou o levantamento e abaixamento de carga e a influência do uso do cinto pélvico na resistência ao levantamento de carga e notou que houve um restrição do movimento no plano sagital com diminuição da velocidade e uma diminuição da atividade eletromiográfica.

Na carga de 50% as correlações foram positivas sem o uso do cinto (n=8) e no uso do cinto (n=6) constatando novamente que nesta porcentagem de carga, o efeito do cinto com intuito de retardar um provável processo de fadiga não apresenta-se de forma evidente como demonstrado por DUPLESSIS (1998)

ao analisar o efeito do uso do cinto pélvico em indivíduos levantando cargas de 15Kg repetidamente em uma frequência de 20 levantamentos por minuto, e concluiu que não houve diferença significativa no levantamento com e sem cinto pélvico não auxiliando assim os músculos paravertebrais à estabilizar a coluna vertebral durante o levantamento de carga segundo dados eletromiográficos.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NO ABAIXAMENTO COM E SEM O USO DO CINTO

Na fase de abaixamento no eretor espinha esquerdo realizando-se uma comparação do uso ou não do cinto, apresentou na carga de 15% sem o uso do cinto uma correlação positiva ($n=8$) e com o uso do cinto ($n=4$) podendo este resultado podendo conduzir a análise na direção de um efeito do cinto sobre este músculo em função de uma provável mudança da pressão intra-abdominal que embora não tenha sido objeto deste estudo pode ser referenciada pelos trabalhos de LANDER (1992) que examinou o efetivo uso do cinto pélvico durante as múltiplas repetições de exercícios de levantamento examinando os músculos oblíquo externo, eretor da espinha, vasto lateral e bíceps da coxa em cinco indivíduos executando oito tentativas com duas condições: com e sem o uso do cinto; verificou que o cinto aumentou a pressão intra abdominal, e que não houve outras alterações com o uso do cinto nas oito repetições.

Ao mesmo tempo o cinto aumenta a estabilidade do tronco, que é uma importante consideração nas estratégias de prevenção e reabilitação das lesões lombares, como observado por Bourne (1991) relatou que os cintos pélvicos são freqüentemente usados durante o levantamento de carga, suportando, estabilizando e atenuando a descarga de peso na coluna vertebral com relatos de um menor desconforto com o uso do cinto pélvico durante o levantamento de carga e que a altura do indivíduo diminuiu com significância quando não usavam o cinto pélvico, onde o autor sugere que há benefício o uso do cinto pélvico

durante o levantamento manual de carga e apoia-se em uma hipótese que o uso do cinto auxilia a estabilizar o tronco.

Na carga de 25% sem o uso do cinto (n=6) as correlações foram negativas e com uso do cinto (n=5) os comportamentos foram proporcionais entre os 10 voluntários. Evidenciando-se que uso de cinto durante o abaixamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, não apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha não demonstra sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico comparados com dados obtidos por SMITH (1996) que demonstrou em mulheres saudáveis o uso do cinto pélvico, melhorou suas habilidades de levantamento ligeiramente, mas destaca que não é totalmente indicado para aumentar a capacidade no levantamento manual da carga.

O contrário foi observado na carga de 50% sem o uso do cinto o comportamento da reta foi ascendente (n=7) onde com o uso do cinto apresentou inclinação da reta decrescente (n=3) que deve ser explicado pelo fato desta porcentagem de carga apresentar-se acima do limiar de fadiga obtido, propiciar o desenvolvimento da fadiga mais evidentemente.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO COM O USO DO CINTO NO LEVANTAMENTO

Na carga de 15% o comportamento das correlações entre o lado direito (n=5) e lado esquerdo (n=7) apresentaram uma inclinação da reta descendente o que implica em dizer que nessa situação a possibilidade de um retardo na provável fadiga que pode ocorrer com relação ao lado direito, provavelmente este comportamento pode ser atribuído ao aumento da pressão intra abdominal como afirmado por UDO (1997) que relatou ser o cinto pélvico uma importante medida de prevenção nas dores lombares, quando o testou em indivíduos elevando 4 diferentes cargas em diferentes ângulos (0, 30, 60 e 90 graus) em múltiplas tentativas.

Nas cargas de 25% e 50% os voluntários (n=9) de ambos os lados apresentaram comportamentos semelhantes desenvolvendo retas ascendentes constatando-se então que uso de cinto durante o levantamento da carga nestas porcentagens, no teste proposto não modifica o processo de produção de fadiga apresentando efeito direto sobre a atividade eletromiográfica como verificado por LEE (1999), que ao examinar indivíduos com uso do cinto pélvico com mudanças do ângulo lombossacral nas posturas em pé, sentado e levantando da posição sentado, destacou o efeito do cinto na diminuição da movimentação lombar e no aumento da atividade mioelétrica da região lombar que além de se correlacionar com o aumento da estabilidade do tronco pode estar relacionado ao processo de fadiga instalado.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO SEM O USO DO CINTO NO LEVANTAMENTO

Na carga de 15% o comportamento das correlações entre o lado direito (n=5) e lado esquerdo (n=6) apresentaram uma inclinação da reta descendente constatando-se então que sem o uso cinto durante o levantamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, não apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha direito e esquerdo de ambos os lados não demonstram sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico.

A assimetria das condições físicas e em particular da capacidade física resistência é evidente na na carga de 25% na qual o eretor do lado direito apresentou uma reta decrescente (n=6) o que não ocorreu no lado esquerdo que apresentou uma reta ascendente (n=6), levando a destacar-se que a determinação deste protocolo de avaliação de um índice que possa nortear um diagnóstico generalizado fica difícil, embora crê-se que, estando um dos músculos, de um dos lados, apresentando uma deficiência, isto já deve ser motivo para uma conduta preventiva.

Como o acréscimo de carga, tende a exigir mais dos músculos envolvidos no movimento examinado, na carga de 50% houve uma ascendência nas retas nos lados direito (n=8) e esquerdo (n=6) o que implica em dizer que do ponto de vista eletromiográfico a tendência á uma provável fadiga é maior nesta porcentagem como evidenciado por SPARTO, PARNIANPOUR (1998) avaliando

a fadiga dos músculos grande dorsal, oblíquo externo e eretor da espinha onde houve aumento da atividade eletromiográfica com diminuição da força e o aparecimento da fadiga eletromiográfica, onde nos grande dorsal e no oblíquo externo houve um aumento da atividade eletromiográfica de 70% e no músculo eretor da espinha houve um aumento de 75% da atividade eletromiográfica devendo-se ao fato de que os padrões de recrutamento musculares são diferentes sendo maiores no músculo eretor da espinha na atividade proposta pelo autor.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO COM O USO DO CINTO NO ABAIXAMENTO.

Na comparação bilateral na carga de 15%, demonstra-se que o comportamento das retas foi similar onde no lado direito (n=7) e no lado esquerdo (n=6) demonstrando uma reta descendente, estando de acordo com THOMAS (1999) que relatou ter o cinto efeito em reduzir o pico do sinal eletromiográfico nos músculos eretores das espinha, onde no movimento assimétrico a redução foi de 3% e no simétrico foi de 2%.

Na carga de 25% o comportamento das correlações foi equilibrada entre os voluntários do lado esquerdo (n=5) quando comparados com os voluntários do lado direito (n=6) que apresentaram uma inclinação da reta descendente. Como encontrado por ARENDT-NIELSEN, MILLS (1985) em estudos do músculo vastus lateralis demonstraram uma diminuição da atividade eletromiográfica devendo-se ao fato de uma diminuição da velocidade de condução e por outros fatores como a diminuição do recrutamento de fibras e ativação de unidades motoras.

Pode-se constatar que nas cargas de 15% e 25% que uso de cinto durante o abaixamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha direito e esquerdo não demonstram sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico assim podendo-se correlacionar com estudos relatados por

HODGSON (1996) de que o uso do cinto pélvico diminui a carga na coluna vertebral durante o levantamento manual de carga; diminui a compressão nos discos intervertebrais; aumenta a pressão intra abdominal; possuindo assim efeitos na proteção dos riscos sobre a coluna mesmo limitando o movimento da coluna no levantamento manual de carga o que é também indicado pela NIOSH (1991) (National Institute for Occupational Safety and Health), que mesmo baseando-se em dados científicos ainda não suficientes, recomenda-se o uso do cinto pélvico nos indivíduos durante o levantamento manual de carga.

Na carga de 50% o comportamento do músculo eretor do lado direito demonstrou uma reta ascendente (n=6) ocorrendo o inverso com o lado esquerdo (n=7) mantendo assim um quadro de assimetria importante na direção de um diagnóstico da capacidade de resitência do músculo eretor da espinha.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DO LADO DIREITO E ESQUERDO SEM O USO DO CINTO NO ABAIXAMENTO.

Na carga de 15% e 50% os comportamentos foram semelhantes para ambos os lados onde apresentaram coeficientes de inclinação positivas (15% D n=7 e no E n=8 e no 50% D n=8 e no E n=7) onde nesse caso uma provável fadiga pode ser mais evidente pois apresenta uma maior atividade do ponto de vista eletromiográfico em ambos os lados assim como observado por MATSUMOTO (1991), MORITANI (1993) o músculo vastus lateralis em exercício em cicloergômetro, resultando em um aumento da EMG em função do tempo caracterizando assim o processo de fadiga.

Na carga de 25% as correlações foram negativas e semelhantes no lado direito (n=6) e no lado esquerdo (n=6) constatando-se então que sem o uso de cinto durante o abaixamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, não apresenta efeito sobre a atividade muscular e que nesta carga e nesta fase do movimento, o músculo eretor da espinha direito e esquerdo não demonstram sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico que comparando com resultados contrários discutidos em estudos realizados por CHOLEWICKI (1999) onde examinou um aumento da pressão intra abdominal que conduz ao aumento da estabilidade da coluna lombar; e usando o cinto abdominal o aumento da estabilidade da coluna lombar em todos os movimentos testados com um aumento da atividade eletromiográfica dos 12 músculos testados devido ao aumento da pressão intra abdominal. Porém

o uso do cinto é indicado e aumenta a pressão intra abdominal, mas seus benefícios devem ser interpretados com precaução devido a diminuição da ativação de alguns músculos extensores do tronco.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO NO LEVANTAMENTO E NO ABAIXAMENTO COM O USO DO CINTO.

O comportamento na carga de 15% no levantamento foi equivalente para 5 voluntários, comparados aos 7 voluntários no abaixamento que apresentaram uma inclinação da reta negativa que destaca-se que o uso do cinto possivelmente diminui a atividade eletromiográfica diminuindo o processo de fadiga eletromiográfica no abaixamento da carga, podendo-se relatar que o uso do cinto pélvico segundo HARMAN et al (1989) que verificaram que o uso do cinto pélvico aumenta a pressão intra-abdominal e provavelmente e simultaneamente exista uma redução das forças compressivas sobre os discos intervertebrais porém alertam, que seu uso não reduz a vulnerabilidade para lesões em relação aqueles que não usam cinto.

Na carga de 25% no levantamento o comportamento da reta foi ascendente (n=9) o que não ocorreu no abaixamento (n=6).

Comparando a carga de 50%, no levantamento e abaixamento houve uma ascendência semelhante em ambos os casos (n=9 e n=6) onde pode-se dizer que o efeito do cinto com intuito de retardar um provável processo de fadiga nesta porcentagem de carga, não apresenta-se de forma evidente o que pode justificar os achados de MITCHELL et al (1994) que analisando indivíduos que levantavam e abaixam cargas com e sem cinto pélvico detectou que o diagnóstico e o tratamento menos invasivo e com baixo custo ocorreu em pacientes lesados sem o uso do cinto do que aqueles lesados com o uso do cinto pélvico e que os

programas de treinamento são mais efetivos na prevenção do que os cintos que foram minimamente efetivos na prevenção.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO NO LEVANTAMENTO E NO ABAIXAMENTO SEM O USO DO CINTO.

Na carga de 15% no levantamento (n=5) e abaixamento (n=7) o músculo eretor da espinha apresentou uma correlação positiva demonstrando que para este tipo de protocolo de análise biomecânica da fadiga através da eletromiografia, as duas fases poderão evidenciar um provável processo de fadiga

Na carga de 25% as correlações foram negativas no levantamento (n=6) e abaixamento (n=6) possibilitando dizer que nesta porcentagem de carga o voluntário podera elevar estas cargas por um período de tempo maior retardando o processo de fadiga eletromiográfica.

Comparando a carga de 50% o comportamento das retas apresentou ascendência para o levantamento (n=8) quanto para o abaixamento (n=8) onde pode-se dizer que sem o cinto ocorreu um processo de fadiga eletromiográfica provavelmente explicada por ser um percentual predominantemente acima do limiar de fadiga encontrado.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NO LEVANTAMENTO E NO ABAIXAMENTO COM O USO DO CINTO.

Na carga de 15% as retas apresentaram-se com coeficientes de inclinação negativas no levantamento (n=7) e abaixamento (n=6) o que pode-se constatar então que o uso de cinto durante o levantamento e abaixamento da carga nesta porcentagem, no teste proposto, apresentam efeitos sobre a atividade muscular por não demonstrar sinais de desenvolvimento de um processo de fadiga explícito do ponto de vista eletromiográfico provavelmente devido ao aumento da pressão intra-abdominal que embora não tenha sido objeto deste estudo existe por exemplo os estudos de CHOLEWICKI (1999), que relata ser comumente observado o aumento da pressão intra abdominal quando a coluna desempenha uma atividade física com a hipótese de aumentar a estabilidade da região lombar.

A atividade eletromiográfica quando correlacionada com o número de movimentos realizados, na carga de 25% no abaixamento (n=5) e no levantamento (n=9) verifica-se um comportamento ascendente, podendo-se dizer que o efeito do cinto com intuito de retardar um provável processo de fadiga nesta porcentagem de carga, não apresenta-se de forma evidente, como os dados obtidos por LAVENDER (1998) que estudou as hipóteses de levantamento manual de carga com cinto pélvico e o aumento da rigidez do tronco e a ação dos músculos do tronco, onde os resultados achados pelo autor indicaram que o levantamento manual de carga com cinto pélvico não foi efetivo durante o

exercício , independente da postura utilizada e que a eletromiografia não foi alterada devido o uso do cinto pélvico durante o levantamento manual de carga.

Na carga de 50% no levantamento o comportamento da reta foi ascendente (n=9) o que não ocorreu na abaixamento (n=7) traduzindo assim o aumento do recrutamento de unidades motoras do músculo eretor da espinha em função do movimento contra resistência mecânica e contra gravidade, que pela contração concêntrica é caracterizada pelo aumento da atividade eletromiográfica o que pode-se observar de forma contrária no abaixamento que tende a colocar o músculo num estado de maior comprimento distribuindo a função de estabilidade da trajetória do movimento aos elementos não contráteis deste músculo resultando numa atividade eletromiográfica baixa, comportamento este obtido também por MORITANI, MURAMATSU & MURO (1982), que avaliando o músculo bíceps braquial na fase concêntrica e excêntrica a atividade eletromiográfica era mais significativa na fase concêntrica devido ao maior número de unidades motoras recrutadas comparados com a fase excêntrica, na qual existe o menor recrutamento de unidades motoras pelo fato de uma menor tensão muscular desenvolvida, com isso não utilizando de um aumento da ativação das pontes de actina e miosina.

COMPARAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA ESQUERDO NO LEVANTAMENTO E NO ABAIXAMENTO SEM O USO DO CINTO.

Nesta comparação do músculo eretor esquerdo houve uma alternância de comportamento, na carga de 15% o comportamento da reta no levantamento foi decrescente (n=6) e crescente no abaixamento (n=8), na carga de 25% na fase do levantamento o coeficiente de inclinação foi positivo (n=6) e negativa (n=6) no abaixamento, na carga de 50% no levantamento (n=6) e no abaixamento (n=7) as correlações apresentaram-se positivas, apresentando evidências de uma probabilidade do aparecimento da fadiga sem o uso do cinto nestas fases, demonstrando assim que as porcentagens de carga crescente, sugeridas neste estudo podem a partir dos 25% e 50% indicarem com maior validade um índice de fadiga eletromiográfico, como indicado por MORITANI, TAKAISHI, MATSUMOTO (1993), que embora tenha avaliando o limiar de fadiga eletromiográfico nos músculos da coxa durante o ciclismo demonstrou aumento da eletromiografia em relação ao tempo onde demonstrou correlação altamente significativa pelo aumento da tensão muscular que causa aumento da atividade do sistema neuromuscular induzindo à fadiga.

O EFEITO DO USO DO CINTO SOBRE A DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO

Através dos limiares de fadiga eletromiográfico determinados através do protocolo proposto, verifica-se que ao relacionar-mos os músculos eretores da espinha direito e esquerdo, com e sem o uso do cinto pélvico durante o levantamento e abaixamento de carga, constata-se que não existe uma diferença quanto aos percentuais de carga obtidos no intercepto para todas as situações. Neste sentido, quanto ao aspecto mecano-fisiológico do padrão de movimento analisado, volta-se a questionar o efeito do cinto pélvico como um protetor da coluna vertebral, uma vez que os músculos apresentando um perfil de limiar semelhante, seu efeito esperado em retardar o desenvolvimento do processo de fadiga passa diante destes resultados a ter uma indicação cautelosa, concordando com Lavender (1998), MITCHELL et al (1994) SPARTO, PARNIANPOUR (1998) DUPLESSIS (1998) que estudaram as hipóteses de levantamento manual de carga com cinto pélvico e a ação sobre os músculos do tronco, onde seus resultados indicaram que o levantamento manual de carga com cinto pélvico não foi efetivo durante o exercício.

ANÁLISE CINESIOLÓGICA DOS MÚSCULOS ERETOR DA ESPINHA DO LADO DIREITO E ESQUERDO DURANTE O LEVANTAMENTO E ABAIXAMENTO MANUAL DE DIFERENTES PORCENTAGENS DE CARGA.

Ao analisar os músculos eretores da espinha do lado direito e esquerdo durante levantamento manual de carga verifica-se que com e sem o uso de cinto existiu uma diferença desta atividade entre 15% e 50%, tendo desenvolvido maior atividade aos 50% como também destacado por BURHULE-SCHMIDTBLEICHER (1981) que relatou existir um aumento da atividade eletromiográfica de acordo com o aumento da carga podendo ser explicada especificamente pelo aumento do número de unidades motoras simultaneamente envolvidas no início do movimento.

Particularmente durante o levantamento com o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 25% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado direito apresentou sua maior atividade ao levantar os 50% da carga máxima o que também pode ser explicado pela estabilização do tronco, que diminuindo a sua movimentação, requer uma maior atividade muscular com o mesmo objetivo, concordando assim com estudos realizados por LEE (1999), examinando indivíduos com uso do cinto pélvico relatou o efeito do cinto em diminuir a movimentação lombar e conseqüente aumento da atividade mioelétrica da região lombar, associado ao aumento das carga.

Os resultados aqui apresentados foram obtidos a partir de uma posição de flexão do quadril que ainda associada a um aumento o percentual de carga, exige do eretor da espinha uma compensação, através da produção de um momento extensor, concordando com os estudos realizados por ANDERSON, ORTENGREN, HERBERTS (1977) os quais observaram que quando um indivíduo fica com a pelve bloqueada e segura uma carga entre 40 cm e 50 cm de distância, num ângulo de 30°, a atividade eletromiografica aumenta conforme aumenta a carga.

No abaixamento manual de carga, o músculo eretor da espinha direito e esquerdo, verifica-se com e sem o uso de cinto existiu uma diferença desta atividade entre 25% e 50%, tendo desenvolvido maior atividade aos 50% que se justifica por existir uma contração excêntrica que de acordo com BRUNNSTRON (1989) produz uma força máxima maior, e que embora nem sempre seja linear, a medida que aumenta-se a força pode haver uma aumento da atividade muscular. Embora não analisado neste estudo, o cinto traz um grau de estabilidade do tronco de tal forma que a realização do movimento pode tornar-se mais rápida e com isso aumentar a atividade muscular, como citado por LANDER e col. (1992) que verificaram nos movimentos realizados com o cinto geralmente serem mais rápidos do que quando realizado sem cinto e tornando a pressão intra-abdominal máxima e a atividade eletromiografica diminuiu com o uso do cinto.

O que pode estar associado a esta atividade durante o abaixamento, segundo CREESWELL & THOERTENSSON (1994) é a diminuição da pressão intra-abdominal durante o abaixamento, e que embora exista um aumento da

atividade em função do aumento do percentual de carga, segundo este autor, com o uso do cinto, pode-se estar com a coluna vertebral com um certo grau de proteção.

Particularmente durante o levantamento sem o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 15% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado direito apresentou sua maior atividade ao levantar os 50% da carga o que se justifica pela necessidade cada vez maior, da coluna vertebral tornar-se mais estável durante toda a trajetória do movimento, ainda mais com uma carga crescente, fazendo assim que o momento de resistência seja equilibrado pelo momento de força desenvolvido por esta atividade muscular aumentada.

Particularmente durante o levantamento com o uso de cinto, houve também uma diferença significativa entre 25% e 50% da carga máxima, sendo que o músculo eretor da espinha do lado esquerdo apresentou sua maior atividade ao elevar os 50% da carga máxima concordando com dados relatados por CARLSOO (1961) onde demonstrou em seus estudos que a atividade mioelétrica do músculo eretor da espinha aumentava no levantamento e no abaixamento, porém durante o levantamento sua atividade era maior comparado ao abaixamento. Esse aumento da atividade mioelétrica também deve-se ao fato de que a aumento das cargas aplicadas faz com que haja aumento dessa atividade mioelétrica. Essa maior atividade eletromiográfica no eretor da espinha pode ser explicado por uma provável assimetria do movimento durante o teste

embora o equipamento utilizado foi projetado para que permitisse somente movimentos simétricos permitindo talvez que essa hipótese ocorresse.

Durante o abaixamento dos 15%, 25% e 50% da carga máxima, com e sem o uso do cinto pélvico o músculo eretor da espinha esquerdo apresentou atividade semelhante e que provavelmente a diferença entre essas cargas testadas não influenciaram no desempenho do voluntário contrariando outros resultados relatados por DELITO & ROSE (1987) que verificaram que a atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha apresentaram uma aumento da atividade eletromiográfica a medida da administração das cargas mesmo sendo durante o abaixamento, embora durante o abaixamento a contração dos músculos eretores da espinha sejam do tipo excêntrica o músculo realiza um papel de regulador do movimento onde DELITO & ROSE (1987) sugerem também que a maior atividade eletromiográfica da musculatura do tronco ocorrem devido ao posicionamento de inclinação anterior para garantir um suporte muscular ótimo para a coluna vertebral com o levantamento e abaixamento de carga, reduzindo os riscos de lesões na coluna vertebral

Ao analisar especificamente a atividade do músculo eretor da espinha do lado direito e esquerdo, verifica-se que existe um diferença no levantamento e abaixamento dos 50% da carga máxima, sem o uso do cinto pélvico, onde a maior atividade do eretor da espinha ocorreu no lado direito concordando com dados citados por BRUNNSTRON (1989) relatou que pode haver a presença de assimetrias durante o movimento pelo fato do voluntário poder ter deslocado seu centro de gravidade, e assim apresentar um desequilíbrio muscular ou um

aumento excessivo do estiramento dos ligamentos que não foi controlado no plano frontal no presente estudo, mas sim no plano sagital através do “feedback” fornecido pela televisão.

O aumento da atividade eletromiografica no eretor da espinha pode ter ocorrido devido aos indivíduos estarem com seus joelhos imobilizados para manutenção da postura no equipamento, e ao mesmo tempo realizarem somente a extensão do quadril mantendo o tronco ereto, necessitando assim de uma ação importante do músculo eretor da espinha como já citado anteriormente, atividade esta enfatizada ainda mais na tentativa de redução do momento flexor, como relatado por HART e col. (1987) os quais afirmaram este fato analisando a postura lombar em trabalhadores durante o levantamento de peso.

Ao analisar a atividade do músculo eretor da espinha do lado direito verifica-se que existe uma diferença no levantamento e abaixamento dos 25% da carga máxima, sem o uso do cinto pélvico, onde a maior atividade do eretor da espinha ocorreu durante o levantamento deste percentual de carga em função de que no levantamento, existe uma contração concêntrica, fato este que diminui as condições mecânicas de produção de força muscular, neste sentido, o presente resultado concorda com BRUNNSTRON (1989) que refere existir um estímulo excessivo da carga sobre os componentes elásticos durante este tipo de contração e que toda a energia de contração muscular esta sendo dirigida na tentativa de aproximação da origem da inserção, promovendo assim um aumento da atividade o que concorda com os achados de um estudo eletromiográfico realizado por JONSSON (1971) que pesquisou o músculo eretor da espinha na

região lombar durante o abaixamento e verificou que no abaixamento existe um relaxamento dos músculos eretores da espinha, enquanto que na extensão resistida do tronco o músculo apresentou um aumento da atividade eletromiográfica.

Ao analisar a atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha do lado direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento dos 15%, 25% e 50% da carga máxima, com e sem o uso de cinto pélvico, verifica-se que a atividade eletromiográfica embora não apresente diferença significativa, predominantemente diminui com o uso do cinto pélvico com desta UDO & KONZ (1995) que relataram uma diminuição da atividade eletromiográfica com o uso do cinto, onde os voluntários com exercícios de baixa frequência, a tensão pelo uso do cinto oferece um efeito reverso na atividade eletromiográfica, que está intimamente ligado as características da população aqui estudada.

Outra variável que pode ter influenciado os resultados aqui discutidos, embora não analisadas, são as condições de respiração que estão relacionadas ao trabalho do diafragma que na respiração mantida e na inspiração, o diafragma contrai-se e expande o abdômen, neste sentido, o cinto converte a expansão abdominal no aumento da pressão intra abdominal e na expiração, o diafragma relaxa e o abdômen contrai contrariamente, assim, as condições de respiração mantida ou na inspiração, o cinto reduz a atividade eletromiográfica ao nível L1-2, o que suporta a teoria de que a pressão intra-abdominal aumenta o suporte da coluna lombar.

Neste sentido, os resultados obtidos no presente estudo, estão de acordo com MORRIS e col. (1961) que contrariamente ao que UDO & KONZ (1995) afirmaram, a presença de um fato freqüentemente observado quando um peso muito grande é levantado, é que a pessoa segura a respiração e enrijece os músculos do tronco, sendo uma ação compensatória automática que ajuda a prevenir esforços e lesões na coluna vertebral.

De forma geral verifica-se que este músculos apresentam-se ativos durante toda a amplitude de movimento, como constatado por JONSSON (1973), que realizando um estudo eletromiográfico do eretor da espinha, constatou que na extensão do tronco este músculo sempre está ativo e como constatado anteriormente, este aumento progressivo do percentual de carga tem um proporcional aumento da atividade eletromiográfica na tentativa de aliviar o torque flexor promovido tanto no levantamento como no abaixamento.

BEARN (1961) relata que ao aumentar a pressão intra-abdominal existe um aumento da atividade dos eretores da espinha, justificado pela tendência a flexionar a coluna durante este padrão de movimento, contrário aos achados de LANDER (1992) que examinou o efetivo uso do cinto pélvico durante as múltiplas repetições de exercícios de levantamento examinando o músculo eretor da espinha em duas condições, com e sem o uso do cinto e verificou que o cinto aumentou a pressão intra abdominal, e que não houve outras alterações com o uso do cinto nas oito repetições.

Com esta observação de diminuição da atividade eletromiográfica com o uso de cinto, verifica-se através de estudos como o de HODGSON (1996) e

CREESWELL & THOERTENSSON (1994) que o uso do cinto pode diminuir a carga na coluna vertebral durante o levantamento manual de carga; diminui a compressão nos discos intervertebrais; aumenta a pressão intra abdominal; atua na proteção da coluna, mesmo limitando o movimento da coluna no levantamento manual de carga.

Verificou-se que na carga de 50% a atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha aumentou, pois houve necessidade em manter o tronco na postura ereta até o momento que o indivíduo coloca-se na postura ortostática. Esta atividade ocorre também em função do músculo eretor da espinha estar mantendo o tronco ereto e estabilizado durante toda trajetória do levantamento, como descrito por WINTERS & WOO (1990) que verificaram a atividade do eretor da espinha até o tronco atingir a postura ereta, com uma maior atividade nos extremos deste movimento.

LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO

Quanto ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha direito durante o levantamento sem o uso do cinto apresentou um comportamento em média de 26,658 ($\pm 12,320$) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima em comparação ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha direito durante o levantamento com o uso do cinto apresentou um comportamento em média de 24,116 ($\pm 9,609$) verificando-se assim que, o limiar de fadiga eletromiográfica do músculo eretor direito no levantamento com o uso do cinto foi menor em relação aquele obtido sem cinto, provavelmente caracterizando um efeito no comportamento eletromiográfico concordando com dados relatados por UDO et al. (1995), que verificaram o efeito do cinto, da experiência no seu uso na atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha ao nível de L1-2, L3-4, durante o levantamento manual de carga concluindo-se que o cinto, dependendo da experiência no seu uso, afeta a atividade eletromiográfica, e particularmente para grupos com baixa experiência no seu uso, como é o caso dos voluntários participantes deste estudo, o uso de cinto promoveu uma diminuição na atividade eletromiográfica. Porém, a partir de um provável aumento da estabilidade do tronco pelo uso do cinto pélvico, poderia se esperar que esta diminuição da atividade também levaria a um retardo no desenvolvimento do processo de

fadiga, o que é contrário ao limiar obtido em comparação com aquele obtido com o uso do cinto.

O contrário é observado ao analisar o limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento sem o uso do cinto que apresentou um comportamento em média de 25,999 ($\pm 9,240$) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima em comparação ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento com o uso do cinto apresentou um comportamento em média de 28,821 ($\pm 8,958$), demonstrando que o limiar de fadiga eletromiográfico foi menor durante o levantamento sem o uso do cinto. Desta forma esta diminuição do limiar para o músculo eretor da espinha esquerdo durante o levantamento sem o uso do cinto pode estar relacionado ao desenvolvimento de um padrão de fadiga mais precoce em função do uso do cinto, padrão este também observado por BIGLAND & RITCHIE (1981), MIYASHITA et al (1981), POTVIN & NORMAN(1995), WITTEKOPF et al (1995), que fizeram observações de que quando o músculo exibe fadiga localizada após contrações repetidas, existe uma elevação do sinal eletromiográfico à medida que o músculo fadiga, o que pode ocorrer devido ao aumento de unidades motoras recrutadas como relatado por DeVRIES (1968) como estratégia de compensação da perda função motora concordando com dados relatados por MATSUMOTO et al (1991).

Se justificando similarmente com os autores citados, THORSTENSSON & KARSLSSON (1976) e NILSSON, TESCH & THORSTENSSON (1977) também demonstraram a fadigabilidade através do aumento da atividade eletromiográfica pelo extenso aumento na ativação de unidades motoras também dependendo das fibras musculares.

Em estudos similares TROUP & CHAPMAN (1972); PETROFSKY & LIND (1978) demonstraram em estudos no cicloergômetro, o aparecimento de fadiga devido o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico com o aumento progressivo do número de repetições.

Quanto ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento sem o uso do cinto apresentou um comportamento em média de 27,870 ($\pm$ 6,025) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima em comparação ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha direito durante o abaixamento com o uso do cinto que apresentou um comportamento em média de 27,354 ($\pm$ 4,975) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima observou-se que limiar de fadiga eletromiográfico foi menor durante o abaixamento com o uso do cinto provavelmente caracterizando um efeito no comportamento eletromiográfico concordando com dados relatados por Mc GILL (1990) que em seus estudos utilizando o cinto abdominal e avaliando a atividade eletromiográfica e a pressão intra-abdominal durante o levantamento e abaixamento de carga relatou que a atividade eletromiográfica diminuiu com o uso

do cinto demonstrando provavelmente um retardo no aparecimento do processo de fadiga muscular.

Quanto ao limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento sem o uso do cinto apresentou um comportamento em média de 30,209 ($\pm 13,173$) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima em comparação com limiar de fadiga eletromiográfico no músculo eretor da espinha esquerdo durante o abaixamento com o uso do cinto que apresentou um comportamento em média de 27,462 ($\pm 12,613$) quando analisados os 10 voluntários nas cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima demonstrou-se que o limiar de fadiga eletromiográfico durante o abaixamento com cinto foi menor, caracterizando assim que, o uso do cinto pélvico aumentasse o recrutamento de unidades motoras demonstrando segundo MORITANI et al (1993) apud PAVLAT (1995) o aparecimento da fadiga muscular. Mesmo com este discreto aumento, os limiares encontrados apresentam valores muito próximos, permitindo afirmar que o efeito do cinto nesta fase do movimento pode ser indiferente do não uso do cinto, como constatado por DUPLESSIS (1998) que o uso do cinto pélvico em indústrias tem aumentado, apesar da falta de evidências científicas de sua eficácia e ao analisar o efeito do uso do cinto pélvico em 15 indivíduos levantando cargas de 15Kg repetidamente em uma frequência de 20 levantamentos por minuto, concluiu que não houve diferença significativa no levantamento com e sem cinto pélvico e que o

cinto não auxiliou os músculos paravertebrais à estabilizar a coluna vertebral durante o levantamento de carga segundo dados eletromiográficos.

A partir destes resultados, verifica-se que a metodologia empregada e adaptada segundo as sugestões de WOODS & BIGLAND-RITCHIE (1983), HAKKINEN & KOMI (1983) e MORITANI et al. (1990), podendo conduzir a uma avaliação da capacidade de rendimento de indivíduos que têm no músculo eretor da espinha, o principal envolvido durante o levantamento e abaixamento manual de carga, porém fica ainda um questionamento sobre os percentuais que geraram os coeficientes de inclinação e que por fim permitiu o desenvolvimento das curvas para determinação do limiar de fadiga.

Percebe-se que muitas das correlações entre os percentuais das cargas e as coletas dos registros eletromiográficos, desenvolveram curvas que não apresentam um quadro clássico do comportamento do registro eletromiográfico durante o processo de fadiga. Ainda uma progressão no estudo destes percentuais, ou mesmo nos critérios para avaliar os pontos que efetivamente representam este processo de fadiga devem ser continuados. Neste sentido, De Vries (1982) também começou a questionar seus protocolos quando iniciou seus estudos sobre o músculo quadríceps, chegando a uma metodologia onde apenas coeficientes de correlação maior que 0,60 estariam sendo correlacionados aos coeficientes de inclinação e a carga específica utilizado durante o teste.

O presente estudo apresenta assim um início de padronização de um teste para verificação do limiar de fadiga eletromiográfica do músculo eretor da

espinha para posteriormente ser aplicado àqueles que tem no levantamento e abaixamento manual de carga sua atividade diária, seja como treinamento ou no trabalho.

Neste sentido algumas perguntas ainda permanecem:

Quais percentuais poderiam traduzir com mais eficácia o limiar de fadiga eletromiográfica?

Quantas cargas seriam suficientes para ao correlacioná-las com os registros eletromiográficos obtidos em função do tempo e ao mesmo tempo seus coeficientes correlacionados com os percentuais de carga poderiam refletir numa curva que represente a determinação do limiar de fadiga eletromiográfica?

Qual o tempo de duração mais otimizado do teste, um minuto ou a exaustão que conduzisse este músculo a um processo evidente de fadiga e que pudesse ser utilizado como um índice da capacidade física do indivíduo antes e após um período de treinamento do levantamento e abaixamento manual de carga?

CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos, o uso do cinto pélvico durante o teste proposto para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento de 15%, 25% e 50% de carga, não apresentou efeito sobre os índices de fadiga eletromiográfico encontrados.

Com o protocolo proposto para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento de 15%, 25% e 50% da carga máxima, oportunizou-se uma ferramenta que permite uma avaliação da capacidade de rendimento neste padrão de movimento.

Outras quantidades de carga que geraram os coeficientes de inclinação e que permitiram o desenvolvimento das curvas para determinação do limiar de fadiga e de períodos de duração do teste devem ser investigados no sentido de otimizar o teste proposto.

Quanto ao comportamento cinesiológico os músculos eretores da espinha do lado direito e esquerdo em todas as fases apresentaram aumento da atividade eletromiográfica à medida que se aumenta a concentração da carga independente do uso ou não do cinto pélvico.

A fase de levantamento é aquela que desenvolve maior atividade eletromiográfica nos músculos eretores da espinha direito e esquerdo em relação ao abaixamento.

O uso do cinto não apresenta efeito sobre a atividade eletromiográfica dos músculos eretores da espinha do lado direito e esquerdo, durante o levantamento e abaixamento dos 15%, 25% e 50% da carga máxima.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ANDERSSON, G.B.J; ÖRTENGREN, R.; HERBERTS, P. quantitative electromyography studies of back muscle activity related to posture and loading. **Orthopedic Clinics of North America**. 8(1):85-96, 1977.

AYOUB, M. M. et al. Predict lifting capacity. **Am Ind Hyg Assoc J**, 40(12):1075-84, 1979.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. Muscle alive: Their functions revealed by electromyography. **Baltimore, Williams e Wilkins**, 1985. 561p.

BAZZY, A. R. et al. Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigued contracting skeletal muscle. **Journal Applied Physiology**, v.61, p. 1012-1017, 1986.

BIGLAND-RITCHIE, B.; LIPPOLD, O.C.J. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. **Journal of Physiology**, v.54, p.214-24, 1954.

* Segundo a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), NBR 66 de 1978.

BIGLAND-RITCHIE, B. et al. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. **Clinical Science Molecular Medicine**, v.54, p.609-614, 1978.

BIGLAND-RITCHIE, B. et al. Conduction velocity EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal Applied Physiology**, v.51, p.1300-1305, 1981.

BIGOS, S. J. et al. Industrial low back pain. In: J.N. Weinstein and S.W. Wiesel(eds), The Lumbar Spine. Philadelphia, P.A: W.B. **Saunders Company**, pp. 846-859, 1990.

BOURNE, N. D. & REILLY, T. Effect of a weightlifting belt on spinal shrinkage. **Br J Sports Med**, 25(4):209-12, 1991.

CAMPOS, H. **Estatística Experimental não paramétrica**. 4ed., São Paulo, Esalc/USP, 1983, 364p.

CECOTTI, H. M. & SOUSA, D. D. **Manual para normalização de dissertação de tese**. Piracicaba: FOP-UNICAMP, 24p., 1999.

CIRIELLO, V. M.; SNOOK, S. H: The effect of back belts on lumbar muscle fatigue. **Spine**, 1;20(11):1271-8; discussion 1278, 1995.

CIRIELLO, V. M; SNOOK, S. H; BLICK, A. C.; WILKINSON, P. L. The effects of tasks duration on psychophysically-determined maximum acceptable weights and forces. **Ergonomics**, 33(2):187-200, 1990.

CHAFFIN, D.; PARK, K. A longitudinal study of low back pain as associated with occupational weight lifting factors. **Am Ind Hyg Assoc.** 34:513-525, 1973.

CHOLEWICKI, J. et al.:Lumbar spine stability can be augmented with na abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. **Eur Spine J**, 8(5):388-95, 1995.

CLARKE, H. Analisis of physical fitness index test scores of air crew students at the close off a physical conditioning program. **Res Quart.** 16:192-195, 1945.

COOK, J. M.; NEUMANN, D. A. The effects of load placement on the EMG activity of the low bcak muscles during load carrying by men and women. **Ergonomics**, 30:1413-1423, 1987.

DEDERING, A; et al. Between-days reliability of subjective and objective assessment of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. **Journal Electromyography Kinesiology**,10(3):151-8,2000.

DEDERING, A.; NEMETH, G.; HARMS-RINGDAHL, K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. **Clinical Biomechanical (Bristol, Avon)**,14(2):103-11, 1999.

DELLITO, R. S.; ROSE, S. J. Apts D. W. Electromyographic analissys of two techniques for squat lifting. **Phys Ther.** 67:1329-1334, 1987.

DeVRIES, H. A. et al. Factors affecting the estimation of physical working capacity atthe threshold. **Ergonomics**, v.33, p. 25-33, 1990.

DeVRIES, H. A. et al. The relation between critical power neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, v.25, p. 783-791, 1982.

DeVRIES, H. A. et al. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. **American Journal of Physical Medicine**, v.47, p.125-135, 1968.

DOLAN, P.; MANNION, A. F.; ADAMS, M. A.: Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. **J. Biomechanics** 20(2):149-59, 1995.

DUPLESSIS, D.H; et al. Effect of semi-rigid lumbosacral orthosis use on oxygen consumption during repetitive stoop and squat lifting. **Ergonomics**, 41(6):790-7, 1998.

ECHTERNACH, J. L. Introduction to electromyography and nerve conduction testing. **A laboratory manual. Slack, Virginia**, 1994.

EDWARDS, R. G. & LIPPOLD, O. C. J. The relation between force and integrated electrical activity in fatigue muscle. **Journal of Physiology**, v.132, p.677-681, 1956.

ELFIVING, B.; NEMETH, G.; ARVIDSSON, I.; LAMONTAGNE, M. Reliability of EMG espectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. **Journal Electromyography Kinesiology**, 9(4):235-43,1999.

FATHALLAH, F. A. MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. **Spine**, 15;23(6):706-16, 1998.

FERNANDEZ, J. E.; AYOUB, M. M.; SMITH, J.L.; Psychophysical lifting capacity over extended periods. **Ergonomics**, 34(1):23-32, 1991.

FREIVALDS, A.; CHAFFIN, D. B.; GARG, A.; LEE, K. S.; A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. **Biomechanics**, 17(4):251-262, 1984.

FRYMOYER, J. W. Magnitude of the problem. In J. N. Weinstein and S. W. Wiesel (Eds.) The Lumbar Spine. **Philadelphia: W. B. Saunders**, 1990:8-16.

FRYMOYER, J. W.; CATS-BARIL, W. L. An overview of the incidences and costs of low back pain. **Orthop Clin North Am**, 1993; 22:263-71.

GALLAGHER, S.; HAMRICK, C. A.; LOVE, A. C.; MARRAS, W. S.: Dynamic biomechanical modelling of symetric and asymetric lifting tasks in restricted postures. **Ergonomics**, 37(8):1289-310, 1994.

GARHAMMER, J.; LAUGHLIN, T. Power output as function of load variation in olympic and power lifting. **Journal of Biomechanics**, 13(2):198, 1980.

GARG, A.: An evaluation of the NIOSH guidelines for manual lifting, with special reference to horizontal distance. **Am. Ind. Hyg. Assoc. J.**, 50(3):157-64, 1989.

GARG, A.; BELLER, D. A comparison of isokinetic lifting strenght with static strenght and maximum acceptable weight with special reference speed of lifting. **Ergonomics**, 37(8):1363-74, 1994.

GARG, A.; G. O. HERRIN. Stoop or squat: A biomechanical and metabolic evaluation. **AIIE Trans.** 11:293-302, 1979.

GARG, A.; SAXENA, U. Effects of lifiting frequency and technique on physical fatigue with special reference to psychophysical methodology and metabolic. **Am. Ind. Hyg. Assoc. J.**, 40(10):894-503, 1979.

GENAIDY, A. M.; SIMMONS, R. J; CHRISTENSEN, D. M.: Can back supports relieve the load on the lumbar spine for employees engaged in industrial operations? **Ergonomics**, 38(5):996-1010, 1995.

GENAIDY, A. M.; ASFOUR, S. S.: Effects of frequency and load to lift on endurance time. **Ergonomics**, 32(1):51-7,1989.

GIBBONS, L. E.; VIDEMAN, T.; BATTIE, M. C.; Isokinetic and psychophysical lifting strength, static back muscle endurance, and magnetic resonance imaging of the paraspinal muscles as predictors of low back pain men. **Scand. J. Rehabil. Med.** 29(3):187-91, 1997.

GRACOVETSKY, S. The spinal engine. New York, NY, **Springer-Verlag, New Inc.**, 1988. 505p.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S.: The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. **Spine**, 15;20(8):913-9, 1995.

GROSS, M. T.; et al. Relationship between lifting capacity and anthropometric measures. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, 30(5):237-47: discussion 258-61, 2000.

GONÇALVES, M. **Levantamento manual de carga em diferentes níveis de altura, com e sem o uso do cinto. Estudo eletromiográfico.** Tese de dissertação do doutorado. São Paulo, 1996.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In DENADAI, B. S. e col. Limiar de fadiga eletromiográfica. **Avaliação Aeróbi: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo.** Pp. 129-154, Rio Claro, 2000.

HARMAN, E.A.; ROSEINSTEIN, R.M.; FRYKMAN, P.N.; NIGRO, G .A.: Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. **Med. Sci. Sports Exerc.** 21(2):186-90, 1989.

HAKKINEN, K. & KOMI, P .V. Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.55, p.436-444, 1983.

HÄNNINEN, O. et al. Online determination of anaerobic threshold with RMS-EMG.

Biomedica Biochimica Acta, v.48, p.S493-S503, 1989.

HART, D. L.; TERRENCE, J. S; JARAIEDI, M. Effect of lumbar posture on lifting.

Spine 12(2):138-145, 1987.

HODGSON, E.A: Occupational back belt use: **AAOHN J.** a literature review.

44(9):438-43, 1996.

HOUSH, T. J. et al. Electromyographic fatigue threshold of the superficial muscle

of the quadriceps femoris. **European Journal Applied Physiology**, v.71,

p.131-136, 1995.

JONSSON, B. Electromyography of the lumbar part of the erector spinae muscle.

Medicine and Sport, 6 (biomechanics II):185-188, 1971.

KANKAANPAA, M. et al. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain

patients and controls. **Archives Physiology Medical Rehabilitation**, 79(4):412-

7,1998.

KANKAANPAA, 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 Physiology Medicine Rehabilitation**, 79(9):1069-75,1998.

- KIM, S. H; CHUNG, M. K.: Effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting tasks. **Ergonomics**, 38(5):853-63, 1995.
- KIPPERS, V.; PARKER, A. W. Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. **Spine**, 9(9):d740-745, 1984.
- KISHINO, N.D. et al. Quantification of lumbar function. Part 4: Isometric and isokinetic lifting simulation in normal subjects and low-back dysfunction patients. **Spine**, 10(10):921-7,1985.
- KONDRASKE, G. V. et al. Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue. **Arch Phys Med Rehabil**, 68(2):103-10, 1987.
- KUMAR, S.; DAVIS, P. R. Spinal loading in static and dynamic postures EMG and intra-abdominal pressure study. **Ergonomics**, 26(9):913-922, 1983.
- KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, 8(4):257-67, 1998.

KUMAR, S. The effect of sustained spinal load on load intra-abdominal pressure and EMG characteristics of trunk muscles. **Ergonomics**, 40(12):1312-1334, 1997.

LANDER, L. E; HUNDLEY, J. R; SIMONTON, R. L. The effectiveness of weightbelts during multiple repetitions of the squat exercise. **Medicine Sports Science Exercises**, 24(5):603-9, 1992.

LANDER, J. E; SIMONTON, R. L; GIACOBBE, J. K. The effectiveness of weightbelts during the squat exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 22(1):117-26, 1990.

LAVENDER, A.S.; THOMAS, J. S.; CHANG, D.; ANDERSSON, G. B. Effect of lifting belts, foot movement, and lift asymmetry on trunk motions. **Hum Factors**, 37(4):844-53, 1995.

LAVENDER, A. S.; CHEN, SH.; LI, YC.; ANDERSSON, G. B.: Trunk muscle use during pulling tasks: effects of a lifting belt and footing conditions. **Hum Factors**, 40(1):159-72, 1998.

LAVENDER, A. S.; SHAKEEL, K.; ANDERSSON, G. B.; THOMAS, J. S.; Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitments after unexpected sudden loading. **Spine**, 15;25(12):1569-78, 2000.

LEE, C. et al. Fatigue evaluation of lumbar muscles during repeated dynamic trunk exercise. **Electromyography Clinical Neurophysiology**, 36(4):237-45, 1996.

LEE, K.; WAIKAR, A.; AGHAZADEH, F. Maximum acceptable weight of lift for side and back lifting. **J. Hum. Ergol(Tokyo)**, 19(1):3-11,1990.

LEE, YH.; CHEN, CY. Belt effects on lumbar sagittal angles. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, 15(2):79-82, 2000.

LEE, YH.; CHEN, CY. Lumbar vertebral angles and back muscle loading with belts. **Industrial Health**, 37(4):390-7,1999.

LINDSTROM, L. A. R. quantitative electromyographic index for localized muscle fatigue. **Journal Applied Physiology Environment Exercise Physiology**, v.43, p.306, 1959.

LIPPOLD, O. C. J. the relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. **Journal of Physiology**, v.46, p. 271-281, 1981.

MAJKOWSKI, G.R.; et al. The effect of back belt use on isometric lifting force and fatigue of the lumbar paraspinal muscles. **Spine**,1;23(19):2104-9,1998.

MARRAS, W. S.; MIRKA, G. A. Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the generation of low-level trunk acceleration. **Journal Orthopedic Research**,11(6):811-7,1993.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. Changes in trunk dynamics and spine loading repeated trunk exertions. **Spine** ,1:22(21):2564-70,1997.

MATSUMOTO, T. et al. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in colleague women. **European Journal Applied Physiology**, v.63, p. 1-5, 1991.

MCGILL, S.M. NORMAN, R.W. Dynamically and statically determined low back moments during lifting. **J. Biomech.**, 18(12):877-85, 1985.

MCGILL, S. M. et al. The effect of na abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. **Ergonomics**, 33(2):147-160, 1990.

MCGILL, S. M.; NORMAN, R. W. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. **Spine**, 11:666-678, 1986.

MCGORRY, R. W.; HSIANG, S.M.: The effect of industrial back belts and breathing technique on trunk and pelvic coordination during a lifting task. **Spine**, 1:24(11):1124-30,1999.

MIYAMOTO, K. et al. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure , intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities os trunk muscles. **Clinical Biomechanical (Bristol,Avon)**,14(2):79-87,1999.

MIYASHITA, M. et al. EMG related to anaerobic threshold. **Journal Sports Medicine**, v.21, p.209-215, 1981.

MOFFROID, M. T. et al. :Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, 73(1):10-7,1993.

MONOD, H.; SCHERRER, J. the work capaccity of a synerggic muscular group. **Ergonomics**, v. 8, p.209-215, 1981.

MORELAND, J. et al. Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. **Journal Orthopedic Sports Physical Therapy**, 26(4):200-8,1997.

MORITANI, T. et al. intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v.60, p.1179-1185, 1986.

MORITANI, T. et al. Electromyographic manifestations of muscular fatigue.

Medicine and Science in Sports and Exercise, v.14, p.198-202, 1982.

MORITANI, T. et al. electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch shortening cycles in man. **European Journal of**

Applied Physiology and Occupational Physiology, v.60, p.425-429, 1992.

MORITANI, T. et al. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. **Ergonomics**, v.24, p.339-350, 1981.

MORITANI, T. et al. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal Applied Physiology**, v.31, p.1729-1734, 1993.

NACHEMSON, A. L. Low back pain, its etiology and treatment. **Clin. Med. Jan.** 18-24, 1971.

NG, J. K.; RICHARDSON, C. A: Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. **Arch Phys Med Rehabil.**, 77(3):259-64, 1996.

NAKAMARU, Y. & SCHWARTZ, A. The influence of hydrogen concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. **Journal Genetic Physiology**, (59): 22-32, 1972.

NWUBA, E. I. U.; KAUL, R. N. The effect of working posture on de Nigerian Hoe Farmer. **Journal Agricultural Engineering Research**. V.33, p.179-185, 1986.

ÖRTENGREN, R.; ANDERSON, G. B. J. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. **Spine**, 2(1):44-52, 1977.

PAN, C. S; et al. Ergonomic exposure essessment: na application of the PATH systematic observation method to retal workers. Postures, Activities, Tools and Handling. **Int. J. Occup. Environ. Helth**, 5(2):79-87, 1999.

PAVLAT, J. D. et al. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. **Journal Sports Medicine Science Sports**, v.35, p.31-37, 1995.

PEACH, J.P.; MCGILL, S. M: Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. **Spine**, 15;23(10):1117-23, 1998.

PETROFSKY, J.; LIND, A. L. The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG duringbrief and sustained isometric contractions. **European Journal Applied Physiology**, (44):189-200, 1980.

POTVIN, JR.; NORMAN, R. W. Quantification of erector spinae muscle fatigue during prolonged dynamic lifting tasks. **European Journal Applied Physiology**. (67):554-562, 1993.

REYNA, JR. et al. The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle. Strength and dynamic capacity . **Spine**, 1;20(1):68-73, 1995.

RISSANEN, A.; KALIMO, H.; ALARANTA, H. Effect of intensive training on the isokinetic strenght and structure of lumbar muscles in patients with chronic low back pain. **Spine**, 1;20(3):333-40, 1995.

ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; EMLEY, M.; BUJIS, R. J.; Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. **Spine**, 1;20(1):38-48, 1995.

SADOYAMA, T.; MIYANO, H. frequency analisys of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. **European Journal Applied Physiology**, v.47, p.239-246, 1981.

SCHENK, R. J.; DORAN, R. L.; STANCHURA, J.J.: Learning effects of a back education program. **Spine**, 1;21(19):2183-8;discussion 2189, 1996.

SCHIPPLEIN, O. D.; REINSEL, T. E; ANDERSSON, G.B.; LAVENDER, A.S: The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. *Spine*, 1;20(17):1895-8, 1995.

SCHIPPLEIN, O. D.; TRAFIMOW, J. H.; ANDERSON, G. B. J.; ANDRIACCHI, T. P Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. **Journal Biomechanics**, 23(9):907-912, 1990.

SCHULTZ, D. et al. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standar postures. **Spine**, 7(4):390-397m, 1982.

SEDGWICK, A.. W.; GORMLEY, J. T.; SMITH, D. S. Technique of lifting. **The Med. Journal of Australia**, 150:221-222, 1989.

SEROUSSI, R. E.; POPE, M. H. The relationship between trunk muscles electromyography and lifting moments in the sagital and frontal planes. **Journal Biomechanics**, 20(2):135-146, 1987.

SHARP, M. A; LEGG, S.J.: Effects of psychophysical lifting training on maximal repetitive lifting capacity. **Am Ind Hyg Assoc**, 49(12):639-44, 1988.

- SMITH, E. B. et al. The effects of lumbosacral support belts and abdominal muscle strength on functional lifting ability in health women. **Spine**,1;21(3):356-66,1996.
- SNOOK, S. H.; JENSEN, 1984. Cost. In: POPE, M.H.; FRYMOYER, J. W. and .ANDERSSON, G. (Eds.), **Ocupational Low Back Pain. Praeger, New York**.115-121.
- SPARTO, P. J; PARNIANPOUR, M; REINSEL, T. E; SIMON, S. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, 25(1):3-12, 1997.
- SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; BRRIA, E. A.; JAGADEESH, J. M.: Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions.**Spine**,1;24(17):1791-8,1999.
- SPARTO, P. J.; PARNIAPOUR, M.: Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions.**Spine**,1;23(23):2563-73,1998.
- STALHAMMAR, H. R.; LESKINEN, T. P. S.; TAKALA, E. P. Intraabdominal pressure and oblique abdominal muscle activity whem lifting and lowering. **Biomechanics XA, Bengt Johnsson, International Congress of Biomechanics, Champaign, Human Kinetics, 1987.**

SULLIVAN, M. S. Back support mechanisms during manual lifting. **Phys. Med.** 69(1):38-45, 1989.

STEVENSON, J. M.; et al. Isoinertial tests to predict lifting performance. **Ergonomics**, 32(2):157-66, 1989.0

TAIMELA, S.; KANKAANPAA, M.; AIRASKINEN, O.: A submaximal back extension endurance test utilising subjective perception of low back fatigue. **Scand. J. Rehabil. Med.**, 30(2):107-12, 1998.

TAKAMESA, R.; YAMAMOTO, H.; TANI, T.: Trunk muscle strength and effect of trunk muscle exercises for patients with chronic low back pain. The differences in patients with and without organic lumbar lesions. **Spine**, 1;20(23):2522-30, 1995.

THOMAS, K.; LEE, R. Y. Fatigue of abdominal and paraspinal muscles during sustained loading of the trunk in the coronal plane. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, 81(7):916-20, 2000.

THOMAS, J. S.; LAVENDER, A. S.; CORCOS, D. M.; ANDERSSON, G. B.: Effect of lifting on trunk muscle activation during a suddenly applied load. **Hum. Factors**, 41(4):670-6, 1999.

TORTOZA, C.; GONÇALVES, M. Montagem de uma sistema de sinalização para aquisição simultânea de sinais eletromiográficos e cinematográficos. **V Congresso de Iniciação Científica da UNESP Campus de Rio Claro**, 1994.

TROUP, J. D. G. Relation of lumbar spine disorders to heavy. **Manual Work and Lifting. Lancet**, april, 17, 857-861, 1965.

UDO, H.; YOSHINAGA, F. Effect of a pelvic belt on abdominal pressure by various weights and bending angles. **Ind. Health**, 35(2):229-34, 1995.

VAKOS, J. P. et al. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. **Spine**, 15,19(6):687-95, 1994.

VANDIEEN, J. H; et al. .Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. **Eur. J. Appl. Occup. Physiol.**, 66(5):388-96,1993.

VIITASALO, J. T; KOMI, P. V. interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.18, p.167-178, 1978.

YATES, J. W.; KARWOWSKI, W. Na electromyographic analisys of seated and standing lifting tasks. **Ergonomics**, 35(7-8):889-98, 1992.

YEUNG, S. S.; NG, GY.: Effects of squat lift training and free weight muscle trainig on maximum lifting load and isolinetic peak torque of young adults without imparments. **Physical Therapy**, 80(6):570-7,2000.

WAIKAR, A. LEE, K.; AGHAZADEH, F.; PARKS, C.: Evaluation lifting tasks using subjective and biomechanical estimates of estress at thae lower back. **Ergonomics**, 34(1):33-47, 1991.

WIER, P. J. et al. The effects of joint angle on electromyographic indices of fatigue. **European Journal Applied Physiology**, v.73, p. 387-392, 1996.

WINTERS, J. M.; WOO, S. L. Y. Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization. **Springer-Verlag**, New York, 775pp, 1990.

WITTEKOPF, T. G. et al. Use of electromyography for quantification of local muscular fatigue following a known strenght-endurance load. **Biomechanics V-A International Series on Biomechanics, Universsity Park Press**, Baltimore,1-A:185-193, 1995.

WOODS, J. J.; BIGLAND-RITCHIE, B. linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. **American journal Physical Medicine**, v.62, p.287, 1983.

WU, SP: Maximum acceptable weight of lift by Chinese experienced male manual handlers. **Appl. Ergon**, 28(4):237-44, 1997.

ZHU, ZX.; ZHANG, ZJ. Maximum acceptable repetitive lifting workload by chinese subjects. **Ergonomics**, 33(7):875-84, 1990.



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
CERTIFICADO



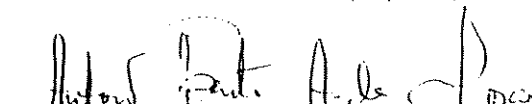
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Análise do limiar de fadiga eletromiográfico do músculo eretor da espinha no movimento Isotônico e Isométrico", sob o protocolo nº **121/2000**, do Pesquisador **Augusto César Ferreira Gauglitz**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Mauro Gonçalves**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 15 de dezembro de 2000

We certify that the research project with title "The limiar analysis of the electromyographic of the muscle erector spinae in the isotonic and isometric movement", protocol nº **121/2000**, by Researcher **Augusto César Ferreira Gauglitz**, responsibility by Prof. Dr. **Mauro Gonçalves**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Resarch at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, December 15 2000


Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen
 Secretário - CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes
 Coordenador - CEP/FOP/UNICAMP

ANEXO 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Declaro estar ciente de que:

- os objetivos da pesquisa "ANÁLISE DO LIMAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO ERETOR DA ESPINHA EM CONTRAÇÕES ISOTÔNICA E ISOMÉTRICA", é analisar eletromiograficamente o músculo eretor da espinha durante a realização de contrações isotônica e isométrica no equipamento M.A ISOSTATION 2000;
- que este projeto se justifica, diante da necessidade constante em desenvolver métodos diagnósticos e preventivos de doenças músculo-esqueléticas principalmente causadas pelo levantamento e abaixamento manual de carga;
- a coleta da atividade eletromiográfica do músculo eretor da espinha será através de eletrodos de superfície de forma não invasiva com contrações isotônicas durante 1 minuto , com 15%,25% e 50% da máxima carga previamente avaliada em mim com meu total consentimento, através do teste de Bittencour, estando ciente que farei esses testes com e sem o uso do cinto pélvico. Estou ciente também da posição que serei colocada no equipamento onde posso afirmar que é totalmente seguro e não oferece desconforto e incômodo.
- os exercícios realizados voluntários serão de forma indolor e totalmente seguro;
- antes que qualquer procedimento seja realizado haverá todo tipo de orientação necessária .quanto aos riscos possíveis de ocorrer durante a pesquisa que sabe-se são mínimos;
- os exercícios serão realizados no equipamento M.A ISOSTATION 2000, cuja função é oferecer resistência mecânica ao movimento de extensão do tronco e quadril e por isto poder ocorrer cansaço muscular ou até mesmo algum tipo de lesão muscular devido ao esforço;
- se por alguma eventualidade ocorrer algum dano a minha saúde, referente aos procedimentos da pesquisa e durante a realização da mesma, receberei a indenização necessária para a reparação do dano;
- essa pesquisa não acarretará benefícios diretos, mas que meus dados contribuirão para um melhor entendimento do assunto pesquisado;
- Os dados obtidos durante esse trabalho serão mantidos em sigilo, não podendo ser consultados pôr outras pessoas sem minha autorização pôr escrito, porém, poderão ser usados para fins científicos, resguardando minha privacidade;
- Durante toda a pesquisa terei o acompanhamento e assistência necessários dos pesquisadores responsáveis para qualquer necessidade referente aos procedimentos;
- Devido a pesquisa não trazer custo para mim, não haverá necessidade de ressarcimento de despesas;
- que posso recusar a participar da pesquisa ou retirar meu consentimento em qualquer fase da mesma sem penalidade alguma e sem nenhum prejuízo.

Rio Claro, de novembro de 2000.

Voluntário:.....RG:.....

Prof. Dr. Mauro Gonçalves
Orientador

Augusto César Ferreira Gauglitz
Mestrando