



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
MESTRADO PROFISSIONALIZANTE EM ENGENHARIA**

Patrícia Cilene Freitas Sant'Anna

**PICO DE FORÇA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR E ATIVAÇÃO
MUSCULAR DA COLUNA DORSO-LOMBAR DURANTE O MANUSEIO DE
CARGA COM ESTILO LIVRE**

Porto Alegre

2003

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
MESTRADO PROFISSIONALIZANTE EM ENGENHARIA**

Patrícia Cilene Freitas Sant'Anna

**PICO DE FORÇA DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR E ATIVAÇÃO
MUSCULAR DA COLUNA DORSO-LOMBAR DURANTE O MANUSEIO DE
CARGA COM ESTILO LIVRE**

Trabalho de Conclusão do Curso de Mestrado
Profissionalizante em Engenharia como requisito
parcial à obtenção do título de Mestre em
Engenharia – modalidade Profissionalizante –
Ênfase em Ergonomia

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2003

Este Trabalho de Conclusão foi analisado e julgado adequado para a obtenção do título de mestre em ENGENHARIA e aprovado em sua forma final pelo orientador e pelo coordenador do Mestrado Profissionalizante em Engenharia, Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss
Orientador
Escola de Engenharia
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof^a. Helena Beatriz Bettella Cybis
Coordenadora
Mestrado Profissionalizante em Engenharia
Escola de Engenharia
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

BANCA EXAMINADORA

Prof. Antônio Carlos Stringhini Guimarães
ESEF/UFRGS

Prof. Jorge Luiz de Souza
ESEF/UFRGS

Prof^a. Lia Buarque de Macedo Guimarães
PPGEP/UFRGS

Porto Alegre

2003

*Aos meus alicerces:
meus pais, Cilene e Jorge,
e meus irmãos, Jaqueline e Júnior.*

AGRADECIMENTOS

Foram muitas as pessoas que me ajudaram nesta etapa da minha vida. Abaixo está a lista daqueles que sempre estiveram comigo nesta jornada, aos quais tenho muito carinho a retribuir, assim como agradecimentos:

A meus pais, Cilene e Jorge, por tudo, e a meus irmãos, Jaque e Duna, que tanto amo.

Ao meu marido, Eduardo, e sua família, pela compreensão e pela força.

Ao meu orientador Jefferson Fagundes Loss por ter confiado no meu trabalho e por ter me proporcionado um grande crescimento pessoal e profissional.

Aos professores membros da Banca, por aceitarem o meu convite.

Ao professor Antônio Carlos Stringhini Guimarães por permitir que eu executasse a pesquisa no LAPEX, além de ajudar-me na bibliografia, assim como ao professor Adroaldo Gaya por permitir que eu defendesse minha dissertação nesta Escola.

Ao professor Jorge Luiz de Souza pela bibliografia e tradução do alemão, além da confiança.

A todos os colegas da Biomecânica, em especial Denise Soares, Letícia Oliveira, Everton da Rocha, Cíntia Pelizzaro, Alex Uhlrich e Daniel Hagg, os quais participaram diretamente deste trabalho.

Aos funcionários da ESEF Alex, Márcia, “Dani”, André e principalmente Luciano.

Às minhas amigas Daisy, Márcia e Cia por sempre estarem torcendo por mim e compreenderem (às vezes nem tanto) a minha ausência.

Às minhas colegas e amigas Vera e Maidi pela força e confiança.

A todos os meus pacientes atendidos desde 2000 até agora, pela compreensão das minhas incontáveis trocas de horário.

A todos os colegas do LAPEX que, de alguma forma, até com um sorriso, ajudaram-me a seguir adiante, em especial Leonardo Tartaruga, Cíntia Freitas, Márcio Oliveira, Cláudia Candotti e Marinês Ramos.

A todos que passaram por mim nestes últimos três anos. Acabei pessoal, valeu!

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o pico de força articular (FA) do tornozelo, joelho e quadril do membro inferior direito, e a ativação eletromiográfica (AE) da musculatura da coluna dorso-lombar no manuseio de carga, no movimento de colocar e retirar uma caixa situada no chão e na altura dos olhos. Foram utilizadas cargas correspondentes a 1% e 10% da massa corporal do sujeito, totalizando-se oito tarefas. A amostra foi composta por 4 mulheres e 4 homens, na faixa etária entre 23 a 36 anos. Nenhuma instrução foi dada em relação à forma de execução da tarefa caracterizando-a como estilo livre. Para a análise do pico de FA utilizou-se a dinâmica inversa 2D, com auxílio de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB. Para análise da AE foi utilizada a eletromiografia de superfície. Adotou-se um Índice Postural (IP) nas tarefas de altura baixa para quantificar a postura no início da retirada da carga, e no final da colocação da mesma. Para o tratamento estatístico foi realizado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, e de homogeneidade de Levene após a ANOVA e *post-hoc Tukey-b*. O nível de significância foi $p < 0.05$. Em todas as situações o pico de FA apresentou um padrão em que os valores foram maiores no tornozelo, seguidos pelo joelho e depois pelo quadril. O fator que influenciou significativamente o pico de FA, o valor RMS e pico de AE foi a altura, sendo os maiores valores encontrados na altura baixa com peso pesado no movimento de retirar. Em uma relação temporal, os picos de FA e picos de AE na tarefa da altura baixa no movimento de retirar, em sua maioria, ocorreram na primeira metade do movimento, e no movimento de colocar na segunda metade. Já em uma relação temporal na tarefa da altura alta, não houve um padrão. O IP identificou que a amostra realizou uma postura predominantemente de agachamento, não havendo diferença intra e entre os sujeitos. Durante o manuseio de carga na altura baixa, o instante do pico de FA ocorreu quando o joelho e o quadril estavam quase em flexão máxima, e o tornozelo em dorsiflexão. Infere-se, então, que as articulações estudadas podem estar mais suscetíveis a lesões nestes espaços temporais ao se manusearem cargas que se encontram ao nível do chão.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the joint peak force (JPF) of ankle, knee and hip from the right lower limb, and muscular activity (MA) of the dorsal-lumbar spine in the manual handling in putting and withdraw box movements placed on the ground and over the eyes level, with a load correspondent to 1% and 10% of the body weight, totaling eight tasks. Four women and 4 men (age from 23 to 36 years old) performed the tasks. No instructions were given about the execution of the task, characterizing the free style. For the analysis of JPF was used 2D inverse dynamics with routines developed in MATLAB software. For the analysis of the muscular activity (MA), surface electromyography (EMG) was used. The Postural Index (PI) was used in one of the tasks (Height Low) to quantify the posture used in the start of the task of withdraw and in the end of the task of putting the box. Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of the data; Levene's test of homogeneity was used before the ANOVA and post-hoc Tukey-b. The significant level was $p < 0.05$. In all situations the JPF showed a similar pattern, where the values were higher in ankle, then in knee and hip. The height was the only factor that influenced significantly the JPF, RMS and peak MA, where the values were higher in the Height Low with the heaviest load with the movement of withdraw. In a time history analysis, the JPF and the peak MA in the Height Low protocol with the movement of withdraw in its majority, happened in the first half of the movement, and the putting movement happened in the second half. In the Height High protocol, there wasn't a pattern. PI showed that the individuals make a posture predominant of squat and there weren't differences intra and inter subjects. During the manual handling in the Height Low, the instant of the joint peak force happened when the knee and hip joint were almost maximal flexed and the ankle dorsi-flexed. The analyzed joints can be most susceptible to injuries when the manual handling is in the ground level.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO	6
ABSTRACT	7
SUMÁRIO	8
LISTA DE ABREVIACÕES	10
LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE TABELAS	15
1 INTRODUÇÃO	19
1.1 OBJETIVO	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1 ELETROMIOGRAFIA	25
2.2 MANUSEIO MANUAL DE CARGA	28
3 METODOLOGIA	36
3.1 AMOSTRA	36
3.2 PROTOCOLO DE EXECUÇÃO	38
3.3 ÍNDICE POSTURAL.....	41
3.4 CÁLCULO DAS FORÇAS ARTICULARES – DINÂMICA INVERSA	42
3.4.1 Modelo	43
3.4.2 Cálculo das forças articulares	44
3.5 INSTRUMENTAÇÃO	46
3.5.1 Variáveis cinemáticas: Sistema de Vídeo <i>Peak Performance</i>	46
3.5.2 Variáveis cinéticas: Plataforma de Força AMTI	50
3.5.3 Variável eletromiográfica: Eletromiógrafo	50

3.5.4	Sincronização entre os sistemas de medição	54
3.5.5	Variáveis Antropométricas.....	55
3.5.6	Materiais utilizados para o Protocolo.....	55
3.6	ANÁLISE DOS DADOS - AQUISIÇÃO DOS SINAIS	56
3.6.1	Definição do início e final da análise.....	56
3.6.2	Variável eletromiográfica	57
3.6.3	Variáveis cinemáticas.....	60
3.6.4	Variáveis cinéticas	61
3.7	TRATAMENTO ESTATÍSTICO	61
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
4.1	ÍNDICE MÉDIO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DORSO- LOMBAR.....	63
4.2	MÉDIA DO PICO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DORSO- LOMBAR.....	69
4.3	PICO DE FORÇA ARTICULAR	73
4.4	ÍNDICE POSTURAL.....	81
4.5	ANÁLISE TEMPORAL ENTRE O PICO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E PICO DE FORÇA ARTICULAR	85
5	CONCLUSÕES	96
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	98
	REFERÊNCIAS	100
	ANEXOS	108
	ANEXO A.....	109
	ANEXO B.....	112
	ANEXO C.....	113
	ANEXO D.....	119

LISTA DE ABREVIACÕES

- AE – Ativação Eletromiográfica
- ALC – Alto, Leve, Colocando
- ALR – Alto, Leve, Retirando
- APC – Alto, Pesado, Colocando
- APR – Alto, Pesado, Retirando
- BLC – Baixo, Leve, Colocando
- BLR – Baixo, Leve, Retirando
- BPC – Baixo, Pesado, Colocando
- BPR – Baixo, Pesado, Retirando
- CVM – Contração Voluntária Máxima
- EIAS – Espinha Ilaca Antero-superior
- EIPS – Espinha Ilaca Pstero-superior
- EMG – Eletromiografia
- FA – Força Articular
- FFT – Transformada Rápida de *Fourier*
- FMXJ – força máxima no joelho
- FMXQ – força máxima no quadril
- FMXT – força máxima no tornozelo
- IM – ndice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar
- IP – ndice Postural
- LAPEX – Laboratório de Pesquisa do Exercício
- LD (lateral direito) – corresponde a porção muscular localizada do lado direito lateralmente

LE (lateral esquerdo) – corresponde a porção muscular localizada do lado esquerdo lateralmente

L4-L5 – espaço intervertebral entre a 4^a vértebra lombar e a 5^a vértebra lombar

MD (medial direito) – corresponde a porção muscular localizada do lado direito medialmente

ME (medial esquerdo) – corresponde a porção muscular localizada do lado esquerdo medialmente

MID – Membro Inferior Direito

PA – Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar

%T – porcentagem do tempo

RMS – *Root Mean Square*

T1 – primeira vértebra torácica

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

US – Unidade de Sincronismo

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração de um exemplo de duas posturas em que se pode aplicar a Equação de NIOSH para limite recomendado para o manuseio manual de carga, onde: (H) distância horizontal entre a carga e o corpo, (V) distância vertical entre a carga e o solo e (D) deslocamento vertical da carga.....	21
Figura 2 - Ilustração da execução das tarefas de altura alta. Em (A) no movimento de colocar: ALC ou APC, dependendo do peso da carga. Em (B) no movimento de retirar: ALR ou APR.	40
Figura 3 - Ilustração da execução das tarefas de altura baixa. Em (A) no movimento de colocar: BLC ou BPC, dependendo da carga. Em (B) no movimento de retirar: BLR ou BPR.....	40
Figura 4 - Posturas adotadas no início do movimento de retirar a caixa do chão, ou no final do movimento de colocar a caixa no chão: Em (A) postura caracterizada por um agachamento. Em (B), postura caracterizada por uma inclinação. Observa-se que o ângulo do quadril não está ilustrado, pois nestas posturas este é negativo.	42
Figura 5 - Diagrama de corpo livre do membro inferior.	44
Figura 6 - Identificação dos pontos anatômicos por meio de marcas reflexivas.....	46
Figura 7 - Ilustração dos pontos anatômicos escolhidos para análise cinemática.	48

Figura 8 - Recolha do sinal eletromiográfico dorso-lombar: em (A) localização dos pares de eletrodo, na configuração bi-polar, em T12-L1 bilateralmente, medial e lateralmente, e o eletrodo de referência no osso sacro. Em (B) vista posterior do aparato para aquisição do sinal eletromiográfico da contração voluntária máxima (CVM).....	53
Figura 9 - Sala pronta para coleta de dados. (1) eletromiógrafo; (2) câmera do sistema Peak Performance; (3) plataforma de força e (4) estante regulável	55
Figura 10 - Médias e desvios-padrões da Ativação Média Eletromiográfica Dorso-lombar. Em (A) média e desvio-padrão nos diferentes segmentos musculares estudados. Em (B) os valores de Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar.....	66
Figura 11 - Médias e desvios-padrões do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar. Em (A) média e desvio padrão da ativação eletromiográfica dorso-lombar nos diferentes segmentos musculares estudados. Em (B) médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar.	71
Figura 12 - Médias e desvios-padrões dos picos de força articular nas diferentes tarefas, onde %PC corresponde a massa do participante mais a massa da caixa.....	75
Figura 13 - Ângulos articulares no instante do pico de FA, onde (T) tornozelo, (J) joelho e (Q) quadril.....	76
Figura 14 - Curvas de força de reação do solo e deslocamento da caixa na tarefa BPR, onde: Fç horz força horizontal de reação do solo; Desloc Horz deslocamento horizontal da caixa.....	79
Figura 15 - Curvas de força de reação do solo na tarefa APC e tempo de análise, onde: Horz corresponde a força de reação do solo horizontal, e Vert a força de reação do solo vertical.	80
Figura 16 - Variação dos ângulos articulares no Índice Postural, onde (T) ângulo do tornozelo, (J) ângulo do joelho e (Q) ângulo do quadril e (L) ângulo da coluna lombar.....	84

Figura 17 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de retirar (BLR e BPR).....	86
Figura 18 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de colocar (BLC e BPC), onde: (%P) porcentagem da massa corporal do participante mais a massa da carga a ser manipulada, T – pico de força articular no tornozelo; J: pico de força articular no joelho e Q: pico de força articular no quadril.....	87
Figura 19 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura alta com o movimento de retirar (ALR e APR).	88
Figura 20 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de colocar (ALC e APC).	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Cargas recomendadas para levantamento de carga de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (Genebra, 1969). Dados retirados do livro de Grandjean (1998).	31
Tabela 2 - Dados antropométricos dos participantes, onde (N) corresponde ao número do participante.	37
Tabela 3 - Roteiro das tarefas	39
Tabela 4 - Cálculo da média e desvios-padrões do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar da tarefa BPR.	63
Tabela 5 - Médias e desvios-padrões do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar nas diferentes tarefas.	64
Tabela 6 - Comparação entre as médias do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar entre as diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$	65
Tabela 7 - Médias e desvios-padrões da Média do Pico de Ativação Dorso-lombar da tarefa BPR.	69
Tabela 8 - Médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar nas diferentes tarefas.	70

Tabela 9 - Comparação entre as médias de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar entre as diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$.	72
Tabela 10 - Médias e desvios-padrões dos picos de força articular nas diferentes tarefas, onde $F_{máxT}$ (força articular máxima do tornozelo); $F_{máxJ}$ (força articular máxima no joelho) e $F_{máxQ}$ (força articular máxima no quadril).	74
Tabela 11 - Comparação entre as médias de pico de força articular no tornozelo, joelho e quadril nas diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$.	78
Tabela 12 - Índice Postural dos oito participantes do estudo nas diferentes tarefas, onde (MT) média total e (DP) desvio-padrão.	81
Tabela 13 - Médias e desvios-padrões da Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar das quatro porções musculares estudadas nas diferentes tarefas	113
Tabela 14 - Médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar dos quatro músculos estudados nas diferentes tarefas.	113
Tabela 15 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BLR.	114
Tabela 16 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BLC.	114
Tabela 17 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BPC.	114
Tabela 18 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa ALR.	115
Tabela 19 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa APR.	115

Tabela 20 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa ALC.....	115
Tabela 21 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa APC.....	116
Tabela 22 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BLR.....	116
Tabela 23 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BLC.....	116
Tabela 24 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BPC.....	117
Tabela 25 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa ALR.....	117
Tabela 26 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa APR.....	117
Tabela 27 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa ALC.....	118
Tabela 28 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa APC.....	118
Tabela 29 - Análise temporal dos Picos de Ativação Eletromiográfica (EMG) e Força Articular (FA) da tarefa BLR.....	119
Tabela 30 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da tarefa BPR.....	119
Tabela 31 - Análise temporal picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da tarefa BLC.....	120

Tabela 32 - Análise temporal picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa BPC.....	120
Tabela 33 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa APC.	120
Tabela 34 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa ALC.	121
Tabela 35 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa APR.	121
Tabela 36 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa ALR.	121

1 INTRODUÇÃO

A ergonomia estuda as implicações das atividades laborais no corpo humano no que tange, principalmente, às cargas impostas à estrutura músculo-esquelética e suas conseqüências (IIDA, 1990). Em biomecânica as leis físicas da mecânica são aplicadas ao corpo humano permitindo estimar a tensão nos músculos e articulações quando em uma dada postura ou movimento (GUIMARÃES, 2001). A biomecânica voltada para ergonomia analisa, basicamente, a questão das posturas no trabalho e a aplicação das forças internas e externas no homem.

A análise mecânica de cargas sobre as várias estruturas do corpo humano (ossos, articulações, músculos, ligamentos) tem sido um tópico importante de investigação em biomecânica. Nas áreas afins se assume implicitamente que forças excessivas são prejudiciais, potencialmente responsáveis por lesões, e que uma redução destas forças pode ser benéfica. Um bom entendimento dos fatores e mecanismos que contribuem para cargas excessivas é fundamental para prevenção destas lesões e aplicação de métodos terapêuticos (LOSS, 2001).

Uma das tarefas estudadas, por ser muito usada no ambiente de trabalho, assim como nas atividades de vida diária (AVDs), é o manuseio manual de carga (LARIVIÈRE *et al.*, 2002;

BURGESS-LIMERICK *et al.*, 1993). Esta tarefa consiste em manusear uma carga que pode se encontrar em alturas diversas, e os movimentos com esta carga podem ser de colocar, retirar, levantar, puxar, empurrar, ou transportar a carga (HENTTINGER, 1991). O interesse pela análise de posturas, movimentos e movimentação manual de materiais está cada vez mais presente entre os ergonomistas (GOMES,2002).

Apesar da automatização, muitas atividades de manuseio de carga ainda são necessárias no ambiente de trabalho. Para eliminar os prováveis problemas que advêm desta tarefa é necessário criar condições favoráveis para sua realização, tomando-se como base os princípios biomecânicos (GUIMARÃES & DINIZ, 2001). Para quantificar o quanto pode estar sendo prejudicial a tarefa, técnicas com análise biomecânica também podem ser utilizadas.

Para executar o manuseio manual de carga, esta pode estar em alturas extremas: ou muito baixa, como no chão, ou muito alta, como acima da altura dos ombros. Ambas situações são consideradas antiergonômicas, pois delas podem decorrer prejuízos à saúde do indivíduo (GUIMARÃES, 2001). No ambiente de trabalho,

Muitos protocolos são projetados para avaliar quantitativamente as cargas impostas por posturas consideradas prejudiciais (GUIMARÃES & DINIZ, 2001). Tanta é a preocupação com a saúde do trabalhador no manuseio manual de carga que o *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) elaborou uma equação para avaliar o quanto de carga pode ser manuseada por um indivíduo em condições desfavoráveis. A Figura 1 ilustra algumas destas situações.

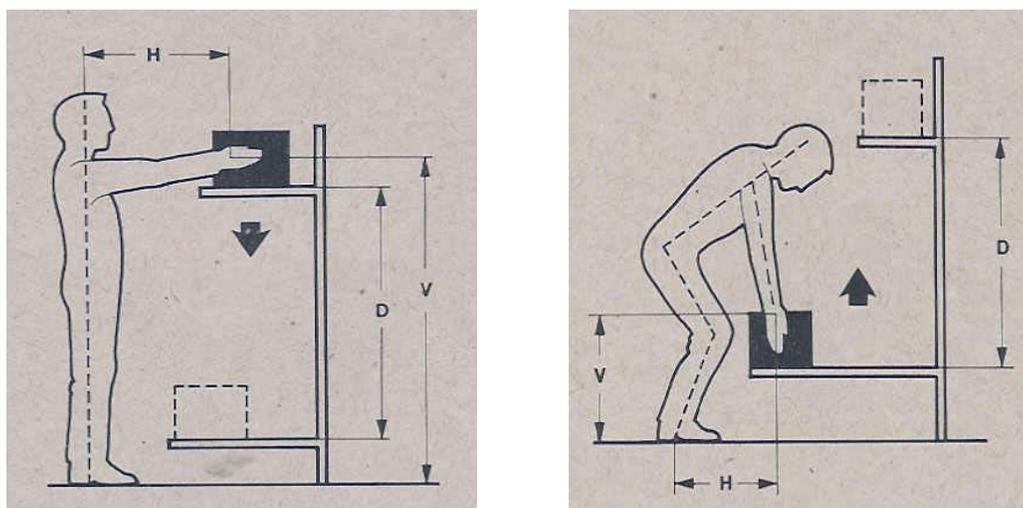


Figura 1 - Ilustração de um exemplo de duas posturas em que se pode aplicar a Equação de NIOSH para limite recomendado para o manuseio manual de carga, onde: (H) distância horizontal entre a carga e o corpo, (V) distância vertical entre a carga e o solo e (D) deslocamento vertical da carga.

Fonte: Ilustração retirada do livro *Schwerw Lasten – leicht gehoden*, 1991.

Para Grandjean (1998) o manuseio manual de carga, em especial o levantamento, deve ser considerado como trabalho pesado, pois a carga na coluna é freqüentemente tão elevada que pode surgir complicações patológicas futuras. Os profissionais especialmente expostos a este tipo de manuseio mostram mais freqüentemente doenças na coluna.

Uma definição quantitativa da postura no início do levantamento de carga é problemática, devido aos ângulos articulares absolutos serem influenciados pelos parâmetros da tarefa, como a altura inicial e o peso da carga. Com este objetivo, foi proposto por Burgess-Limerick & Abernethy (1997) um Índice Postural (IP) para definir a postura no início do levantamento. Nesta proposta, uma postura para levantar uma carga que utilize predominantemente a flexão do tronco mantendo os joelhos estendidos é denominada inclinação, e corresponde a um IP zero. Uma postura inicial para levantar uma carga em que os joelhos sejam flexionados e se mantenha o tronco o mais vertical possível é denominada de agachamento, e corresponde a

um IP um. O Índice Postural provê um método de definição da postura no início do levantamento que é independente da posição articular. O Índice Postural não indica risco de lesões para nenhuma articulação. O seu uso é vantajoso porque permite que a postura adotada para um levantamento seja definida independente da posição articular absoluta. O uso deste índice para definir postura de levantamento tem o potencial para facilitar as comparações biomecânicas de diferentes técnicas de levantamento, provendo uma definição quantitativa desta tarefa, e já tem sido usado em alguns estudos (LARIVIÈRE *et al.*, 2002; EBENBICHLER *et al.*, 2002). Larivière *et al.* (2002) utilizaram o Índice Postural também para definir a postura no final do movimento de colocar uma carga no chão.

O propósito de estudar as cargas impostas à coluna por meio de diferentes atividades necessita de maiores esclarecimentos, pois são desconhecidas todas as estruturas afetadas por estas cargas, e parece que diferentes estruturas podem estar envolvidas em diferentes casos. Indicadores de parâmetros da carga na coluna lombar têm sido usados, alguns baseados em medidas diretas, alguns em modelos calculados (DIEËN & VISSER, 1999).

Um dos métodos mais usados para avaliar o quanto é ativada a musculatura da coluna, geralmente dorso-lombar, durante o manuseio de carga é a eletromiografia de superfície (EMG). Este método é escolhido por não ser invasivo e de fácil aplicabilidade, porém alguns cuidados fundamentais devem ser considerados tanto na coleta de dados como na análise dos dados (De LUCA, 1993, DIEËN & VISSER, 1999).

No manuseio manual de carga as articulações dos membros inferiores - tornozelo, joelho e quadril - também são freqüentemente acometidas por lesões associadas a esta situação de trabalho. Mittal & Malik (1991) em seu estudo sobre diferentes posturas adotadas durante esta tarefa, referiram que a dor na articulação do joelho foi uma das queixas principais. A

frequência e gravidade de lesões na indústria, principalmente no joelho, têm sido citadas na literatura (GOULD III, 1993; HEFZY & YANG, 1993; HOPPENFELD, 1997; KIM & PANDY, 1993).

Um dos métodos utilizados para avaliar as forças intra-articulares é a dinâmica inversa, a qual permite a quantificação de forças internas a partir do conhecimento das forças resultantes envolvidas, da aceleração e dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (LOSS *et al.*, 2002). A força articular resultante é representativa do valor líquido entre as forças de compressão e as de cisalhamento, normalmente agindo em sentidos opostos, cancelando-se parcialmente (WINTER, 1990). O conhecimento das forças intra-articulares é relevante para a compreensão dos riscos de lesão e sua eventual prevenção (SOARES *et al.*, 2002).

Porém poucos são os estudos que relatam a influência do manuseio manual de carga nas forças intra-articulares nos membros inferiores. Mesmo com a projeção dos postos de trabalho, há uma necessidade de manipular objetos que se encontram ao nível do chão, sendo, em alguns casos muito constantes.

Em contrapartida, é vasta a literatura sobre ativação eletromiográfica na coluna dorso-lombar nos movimentos de levantamento de carga, independente da técnica, assim como na ação de colocar a carga no chão.

1.1 OBJETIVO

Visto as implicações causadas pelo manuseio manual de carga, o objetivo geral deste trabalho é analisar a força intra-articular resultante das grandes articulações do membro inferior - tornozelo, joelho e quadril - assim como a ativação muscular na coluna dorso-

lombos durante o manuseio manual de carga com estilo livre, no movimento de colocar e retirar uma caixa que se encontra no chão e acima do nível dos olhos.

Os objetivos específicos são estes:

- Analisar de que forma os fatores altura, movimento e carga influenciam nas variáveis respostas;
- Analisar se há uma relação entre a postura adotada para executar a tarefa com as variáveis eletromiográficas e a variável pico de força intra-articular.

Após este capítulo introdutório, esta dissertação está estruturada da seguinte forma: revisão bibliográfica, metodologia, resultados e discussões, conclusões e sugestões para trabalhos futuros. Na revisão bibliográfica são apresentados trabalhos envolvendo avaliações quantitativas no manuseio manual de carga. Na metodologia é apresentado o desenvolvimento da dinâmica inversa para a força articular, assim como o procedimento para a eletromiografia, finalizando com o procedimento experimental e os equipamentos utilizados. A seguir, são apresentados os resultados e a discussão, conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão de literatura está estruturada em duas partes: em um primeiro momento, serão apresentados alguns tópicos sobre eletromiografia, em seguida serão apresentados alguns trabalhos sobre manuseio manual de carga. Optou-se por referir a literatura mais específica por ocasião da discussão dos resultados, comparando com os dados deste estudo.

2.1 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) é um procedimento que visa investigar a atividade elétrica do músculo, por meio da detecção do sinal eletromiográfico, utilizando para tanto eletrodos específicos de profundidade ou superficiais (CORREIA *et al.*, 1993).

A EMG de profundidade baseia-se na colocação de eletrodos no interior do músculo em contato direto com as fibras musculares. O registro obtido é resultado dos potenciais de ação de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do eletrodo de detecção. Este tipo de registro, por representar um número muito reduzido de unidade motora, espacialmente limitada a uma porção pequena da totalidade do músculo, não é representativo

da atividade total do músculo. Por isto é reduzida a sua utilização quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos e as relações de atividades que estabelecem entre si diferentes formas de coordenação intermuscular. O recurso inicial aos eletrodos de profundidade parece essencialmente associado com estudos de natureza clínica, mas o efeito intrusivo que apresentam impede a sua aplicação à investigação em condições de análise dinâmica (CORREIA *et al.*, 1993).

O registro obtido pela EMG superficial é o resultado do conjunto de potenciais de ação das unidades motoras, ou da atividade elétrica total do músculo estudado. O sinal obtido na EMG de superfície resulta da soma dos potenciais de ação de um conjunto de unidades motoras heterogêneas, de diferentes amplitudes e frequências. Desse modo, não fornece informação sobre unidades motoras individuais, representando então a atividade total das fibras ativadas do músculo. Os potenciais de ação, geradores da contração muscular, são detectados pelo sinal eletromiográfico, e, então, passíveis de estudos acerca da atividade muscular, visando à análise da participação de músculos no movimento articular, e à avaliação das funções musculares nas diversas atividades (CORREIA *et al.*, 1993).

A grande área de gravação que os eletrodos de superfície apresentam acarreta o risco de recolher sinais de outros músculos que não apenas aquele que se pretende estudar. Este fenômeno designa-se *cross-talk*, o qual ocorre principalmente quando os músculos vizinhos ao músculo estudado também são ativados (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

A EMG provê um fácil acesso para o estudo da contração muscular gerada para a execução do movimento (De LUCA, 1993, 1997). A eletromiografia é especialmente importante para a avaliação do esforço muscular em diferentes posturas do corpo (GRANDJEAN, 1998).

Alguns dos fatores que podem influenciar o sinal eletromiográfico são espessura do tecido adiposo, distância dos eletrodos, unidades motoras ativadas para realização da tarefa e impedância da pele (CORREIA *et al.*, 1993).

O sinal da EMG bruto não permite a avaliação quantitativa da contração muscular, então para que seja um sinal mensurável a curva é sujeita a diferentes e sucessivas transformações. Para investigação cinesiológica dois processos são os mais usados: processamento no domínio temporal ou no domínio da frequência (CORREIA *et al.*, 1993).

O processamento no domínio da frequência considera que a distribuição de energia nas diferentes frequências (densidade espectral de energia) espelha a predominância dos componentes de baixa ou alta frequência do sinal (CORREIA *et al.*, 1993).

Para o processamento da EMG com base no tempo, utiliza-se um conjunto de processos de transformação da curva que visam caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contração (CORREIA *et al.*, 1993). Um desses processamentos é o valor de ativação elétrica média (RMS do inglês *root means square*) que corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Matematicamente é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal (SODERBERG & KNUTSON, 2000; NIGG & HERZOG, 1994). O valor RMS é utilizado em alguns estudos que avaliam o manuseio de carga (LARIVIÈRE *et al.*, 2002; FERDJALLAH, *et al.*, 2000; YATES & KARWOWSKI, 1992; SEROUSSI & POPE, 1987). Nos estudos relacionados ao manuseio manual de carga, a maioria utiliza janelas de 50 ms (LEE e KANG, 2002; DOLAN & ADAMS, 1993; LOOZE *et al.*, 1998).

2.2 MANUSEIO MANUAL DE CARGA

Para se manusear manualmente uma carga, o objeto de trabalho deve ser mantido próximo ao corpo, pois quanto mais longe, mais os membros superiores estarão afastados, forçando o tronco a pender para frente, e, com isso, forçando uma inclinação da coluna. (GUIMARÃES, 2001). Além disso, é desaconselhável manusear uma carga durante um movimento de rotação do tronco, pois com isso as cargas na coluna podem ser maiores (MERINO, 1996). Essas são algumas recomendações relacionadas ao manuseio de carga, as quais correspondem principalmente a objetos que se encontram no chão, pois é dito na literatura que nesta situação o indivíduo está mais susceptível a lesões.

Apesar dos avanços da tecnologia e a mecanização das tarefas, muitas atividades continuam sendo realizadas manualmente. Merino (1996) aponta diversos estudos que têm mostrado a relação entre as atividades de manuseio e movimentação manual de cargas e a incidência de acidentes e lesões osteoarticulares, sobretudo na região lombar. Segundo o estudo de Hildebrandt (1995), no qual realizou-se um levantamento com 8748 trabalhadores holandeses de ambos os sexos e diferentes profissões e ofícios, verificou-se que 26,6% apresentaram dores nas costas de forma freqüente. Observou-se também que as atividades que apresentam maior grau de incidência são as relacionadas com o transporte e manuseio de materiais (construção civil, servente, estivadores, transportadores de peso em geral). No mesmo país, verificou-se que 21% dos trabalhadores tiveram licença por doença relacionada a problemas na coluna durante esse ano, e 32% destes com incapacidade permanente.

Wirhed (1986) apresenta um exemplo simplificado de como as forças internas geradas pelos músculos da coluna se comportam para erguer uma caixa. A força resultante que tende a fazer o corpo girar para frente está mais distante da coluna do que a força exercida pela

musculatura para contrapor-se ao movimento. Desta forma, esta musculatura precisa ser mais ativada para que exista o equilíbrio. Se a caixa fica distante do tórax, isto provoca um aumento ainda maior da força muscular para opor-se ao movimento.

O levantamento manual de carga é também consistentemente associado com um aumento da incidência de lesões ocupacionais (JENSEN, 1988). O dano físico que o levantamento pode causar pode ser em função da postura adotada no início do levantamento e do padrão articular que envolve o movimento (BURGESS-LIMERICK *et al.*, 1995).

Embora posturas intermediárias sejam possíveis, a postura adotada para levantar uma carga que se encontra no chão pode ser caracterizada em dois extremos (TRAFIMOW *et al.*, 1993). Um é descrito como inclinação do tronco, no qual as articulações dos joelhos estão quase completamente estendidas e as articulações do quadril e coluna lombar são fletidas para alcançar a carga. O outro, descrito como agachamento, é aquele no qual as articulações dos joelhos são completamente flexionadas e a coluna é mantida preservando as curvas da coluna. O agachamento tem sido tradicionalmente recomendado como o menos lesivo (BENDIX & EID, 1983; DAVIS, 1959, 1967).

Uma técnica envolvendo uma posição vertical do tronco, mantendo as curvas fisiológicas da coluna, e flexão completa dos joelhos nem sempre minimiza as forças articulares, pois no agachamento a carga pode ser mantida longe do corpo (GARG *et al.*, 1983; NOONE & MAZUMDAR, 1992; PARK & CHAFFIN, 1974).

Além disso, a tentativa de manter a coluna na posição mais “vertical” possível exige tanto a contração da musculatura paravertebral para retificar a região dorsal, como a mudança no posicionamento da pelve, dando uma aparência de verticalidade do tronco. Mas no primeiro

caso, a coluna é posicionada na vertical por um maior esforço da musculatura paravertebral, enquanto que no segundo, a coluna se posiciona na sua funcionalidade, que se caracteriza pela manutenção das curvas fisiológicas e por uma ação muscular reflexa. Assim, as solicitações de endireitamento da postura acabam estimulando as tensões musculares ao invés de facilitar a funcionalidade inscrita em nossa anatomia (VIEIRA & SOUZA, 2002), e isto pode influenciar nas respostas eletromiográficas.

Uma técnica de manuseio de carga espontânea pode ser a de menor risco lesivo (AYOUB & MITAL, 1989, GARG & SAXENA, 1979). Uma postura espontânea adotada para levantar uma carga envolve uma variação da flexão do joelho e da inclinação do tronco, sendo geralmente uma postura intermediária entre o extremo da inclinação e o total agachamento com o tronco na vertical (GAGNON & SMYTH, 1992; GENAIDY & ASFOUR, 1989; PARK & CHAFFIN, 1974; TRAFIMOW *et al.*, 1993, BURGESS-LIMERICK *et al.* 1995). Buseck *et al.* (1988), Chaffin & Page (1994), Burgess-Limerick *et al.* (1995) e Mittal & Malik (1991) e Bush-Joseph *et al.* (1988) apresentam estudos a respeito das respostas de uma técnica livre para manusear uma carga que se encontra no chão.

Analisando as posturas de agachamento e inclinação, observa-se que existe uma maneira mais adequada de erguer uma carga. Em um agachamento, as solicitações sobre a coluna são menores que na inclinação. Porém afirmar que esta é a “maneira correta” de levantar peso é incorreto. Uma maneira correta pode não existir, o que se observa é uma maneira menos errada ou menos prejudicial (MARTINEZ & LOSS, 2001). Analogia semelhante é feita por Vieira & Souza (2002) em relação a não existir uma postura estática correta para a coluna vertebral, e sim uma mais adequada.

A postura durante o levantamento de carga pode influenciar aumentando a pressão intradiscal muito mais quando os joelhos estão estendidos e a coluna inclinada, do que com joelhos flexionados e a coluna ereta (NACHEMSON & MORRIS, 1964). Porém para manipular uma carga que se encontra no chão é necessário no mínimo uma pequena flexão de tronco, a qual requer mais esforço muscular, que pode ser dependente da estratégia de manuseio (EBENBICHLER *et al*, 2002).

Segundo Nachemson & Morris (1964), a pressão discal provocada ao se erguer um objeto do solo com a coluna fletida e os joelhos estendidos é maior se comparada ao mesmo movimento mantendo as curvaturas da coluna e os joelhos fletidos. Os valores limites para levantamento de cargas são orientados pela Organização Internacional do Trabalho (OIT), desde 1969, conforme a Tabela 1.

Tabela 1 - Cargas recomendadas para levantamento de carga de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (Genebra, 1969). Dados retirados do livro de Grandjean (1998).

	Adultos		Jovens	
	Homens	Mulheres	Estudantes	Meninas
Eventualmente	50kg	20kg	20kg	15kg
Freqüentemente	18kg	12kg	11-16kg	7-11kg

Dieën *et al.* (1999) fizeram uma revisão bibliográfica sobre os estudos biomecânicos que avaliavam quantitativamente a postura adotada no início do levantamento, a qual poderia ser de agachamento ou de inclinação, limitando-se ao movimento simétrico, e encontraram que não houve diferença significativa entre ambas as técnicas de levantamento em relação à compressão na coluna (indicada pela pressão intra-discal) e a diminuição de altura da coluna (indicada pelo estadiômetro). No levantamento agachado o torque e a força de compressão na coluna foram iguais ou um pouco maiores do que no inclinado. O torque na coluna no

levantamento agachado foi menor somente quando a carga se encontrava entre os pés, porém, segundo os autores, os estudos que reportaram estes achados tiveram uma validade questionável. No levantamento agachado a força de cisalhamento na coluna foi menor. Em ambas as técnicas, os torques e a força de compressão na coluna alcançaram magnitudes que podem provavelmente causar lesões, enquanto que a força de cisalhamento e o torque flexor do tronco da coluna reportaram baixa chance de lesão. Com estes resultados os autores concluíram que a literatura biomecânica ainda não provê suporte suficiente para sustentar o treino e instrução da técnica de agachamento como a menos lesiva para coluna lombar.

Uma medida mais promissora seria controlar os fatores que interferem no manuseio de carga, como levantamento assimétrico (KINGMA *et al.*, 1998; MARRAS *et al.*, 1995; MARRAS & GRANATA, 1997; MARRAS & DAVIS, 1998; FATHALLAH *et al.*, 1998), velocidade (LOOZE *et al.*, 1994; Bush-Joseph *et al.*, 1988), distância vertical e horizontal da carga (DAVIS *et al.*, 1998; SCHIPPLEIN *et al.*, 1995; BURGESS-LIMERICK *et al.*, 1995; BURGESS-LIMERICK & ALBERTHY, 1998), peso da carga (BURGESS-LIMERICK *et al.*, 1995) e tamanho da carga.

Chaffin & Andersson (1984)¹ (*apud* GRANDJEAN, 1998), com o objetivo de quantificar o benefício de se levantar uma carga colocando o mais perto possível do corpo, fez um modelo biomecânico associando a relação entre a carga suspensa e sua distância da coluna vertebral, pois estes dados permitiriam calcular o momento do quadril, que vai derivar na força de compressão dos discos. A força de compressão aumentou com o aumento da carga e com a distância do peso em relação à coluna vertebral.

¹ Chaffin, D.B. & Andersson, G. Occupational Biomechanics. John Wiley & Sons, New York, 1984.

A carga mecânica nas estruturas osteoligamentares da coluna durante um levantamento simétrico consiste de três componentes potenciais para causar lesões, de acordo com estudos *in vitro* (DIEËN *et al.*, 1999). O aumento das forças de compressão é causado principalmente pela atividade dos músculos da coluna, podendo até causar uma protusão do disco intervertebral (BRINCKMANN *et al.*, 1989). Consideráveis forças de cisalhamento podem ocorrer como um resultado da força da gravidade na parte superior do tronco e da força muscular. Estas forças de cisalhamento podem causar danos nas estruturas nervosas (DIEËN *et al.*, 1999) e, possivelmente, na faceta articular. Uma inclinação do tronco impõe uma tensão na parte ligamentar posterior da coluna e no disco intervertebral, podendo causar danos nestas estruturas (ADAMS *et al.*, 1994). Danos musculares ocorrem mais comumente quando o aumento da força é obtido ou produzido repetidamente. Quatro parâmetros são de interesse: ação de compressão, ação de cisalhamento na coluna, tensão na parte posterior da coluna e força muscular. Estes parâmetros não são independentes, por exemplo: as forças de compressão na coluna lombar são determinadas principalmente pela força muscular.

A mensuração da ativação dos músculos da coluna lombar com eletromiografia tem sido usada como indicador da força muscular da coluna lombar em alguns estudos. A amplitude do sinal eletromiográfico parece ser um indicador válido da ativação muscular, não sendo necessariamente um indicador válido da força da musculatura da coluna lombar (MOUTON *et al.*, 1991; DIEËN & VISSER, 1999). Porém em um modelo usando informações sobre o comprimento muscular e velocidade de contração, os dados da EMG, para calibração em um nível individual, podem estimar a força da musculatura da coluna lombar na tarefa de levantamento dinâmico (DIEËN *et al.*, 1999).

Os modelos de mensuração da carga na coluna lombar em movimentos de inclinação do tronco incluem torque líquido, estimativa da força muscular, estimativa das forças de compressão e cisalhamento e predição da tensão nos ligamentos (DIEËN *et al.*,1999).

Lindbeck & Arborelius (1991) compararam um modelo dinâmico com um estático e concluíram que a vantagem do levantamento agachado desaparece quando reanalisados os mesmos dados usados no modelo dinâmico. Isto pode ser devido à força de reação do solo ser maior no levantamento agachado, indicando uma maior excursão vertical do centro de massa do corpo (TOUSSAINT, *et al.*,1997), que é ignorada em uma análise estática. Porém, os resultados das análises estáticas não podem ser descartados inteiramente (DIEËN *et al.*, 1999).

A vantagem associada ao agachamento em alguns estudos pode ser pelo fato de a carga se encontrar entre os pés (DIEËN *et al.*, 1999). Em tarefas de levantamento em que a carga não é levantada em uma posição entre os pés, o torque e a compressão na coluna tendem a ser menores usando a técnica de inclinação, porém a força de cisalhamento e o torque em movimentos de inclinação do tronco são maiores. Ou seja, quando um parâmetro aumenta, devido a uma mudança na técnica de levantamento, e é baixo o risco de lesão, este aumento pode ser considerado de pequena importância. Deste modo, o risco de lesão que estes parâmetros podem causar para a coluna lombar pode ser devido a uma sobrecarga (DIEËN *et al.*, 1999).

A incidência de lesões na coluna parece aumentar nas tarefas de manuseio de carga em atividades ocupacionais (HERRIN *et al.*, 1986; CHAFFIN & PARK, 1973). O propósito de estudar as cargas na coluna por meio de diferentes atividades necessita de maiores esclarecimentos, pois são desconhecidas todas as estruturas afetadas por estas cargas, e parece

que diferentes estruturas podem estar envolvidas em diferentes casos. Estas estruturas da coluna incluem ligamentos, disco intervertebral, vértebra e estruturas músculo-tendíneas (músculo, junção músculo-tendínea e inserções tendíneas). Nenhuma dessas variáveis pode ser mensurada diretamente. Indicadores destes parâmetros da carga na coluna lombar tem sido usado, alguns baseados em mensurações, outros em modelos calculados. As mensurações que tem sido feitas nos estudos sobre técnica de levantamento são da pressão intra-discal (IDP), da pressão intra-abdominal (IAP), da contração muscular da coluna com EMG (DIEËN *et al.*, 1999).

3 METODOLOGIA

3.1 AMOSTRA

Com o objetivo de avaliar o pico de força articular (FA) do membro inferior direito, assim como a ativação na musculatura da coluna dorso-lombar e o pico de ativação durante o manuseio de carga, foi desenvolvido um protocolo de execução. Oito sujeitos, quatro do sexo feminino e quatro do masculino, sem antecedentes de doença músculo-esquelética, na faixa etária de 23 a 36 anos, participaram da amostra. A execução do movimento tinha de ser simétrica, já que os estudos reportam que o levantamento simétrico é menos lesivo do que o levantamento assimétrico (KINGMA *et al.*, 1998; MARRAS *et al.*, 1995; MARRAS & DAVIS, 1998; MARRAS & GRANATA, 1995; MARRAS & GRANATA, 1997; FATHALLAH *et al.*, 1998).

As médias e os desvios-padrões das variáveis antropométricas foram estas: massa corporal ($66 \pm 12,6$) kg e estatura ($1,71 \pm 0,13$)m. Os dados antropométricos estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2 - Dados antropométricos dos participantes, onde (N) corresponde ao número do participante.

N	Sexo	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)
1	M	36	81.2	1.79
2	M	20	69.0	1.78
3	F	33	48.9	1.53
4	M	23	77.3	1.83
5	F	34	62.3	1.65
6	M	26	79.6	1.87
7	F	23	57.1	1.65
8	F	26	52.9	1.57

Os participantes souberam do estudo por meio de cartazes colocados nas dependências da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF – UFRGS). Após demonstrado o interesse, a pesquisadora fazia uma explanação sobre o protocolo de execução e de suas etapas. Foi enfatizado aos participantes que eles tinham de manusear uma carga “como você normalmente faz, isto é, o mais natural para você, mas simetricamente”. Foi dito, também, que o objetivo de analisar o manuseio de carga não era o de observar se estava certo ou errado, mas sim como o participante fazia esta atividade naturalmente, sem comando, porém enfatizando que o movimento tinha de ser simétrico.

No dia da coleta, antes de qualquer procedimento, o participante lia e assinava o Termo de Consentimento Informado (Anexo A). Os dados pessoais eram anotados na ficha de avaliação (Anexo B), a qual já estava com o protocolo de execução pré-determinado. Como a postura para execução da tarefa era livre, houve inicialmente uma adaptação com os materiais que seriam utilizados, para determinar qual a distância que o participante escolhia para manipular a caixa. A distância dos pés até a caixa foi livre. Como o objetivo era avaliar um manuseio simétrico, foi pedido apenas que os pés ficassem paralelos, sendo que somente o pé direito ficava na plataforma de força.

3.2 PROTOCOLO DE EXECUÇÃO

Para análise das respostas do pico de força articular resultante, do pico de ativação eletromiográfica dorso-lombar e da ativação eletromiográfica dorso-lombar no manuseio manual de carga, foram consideradas as seguintes situações:

- 2 alturas: baixa (caixa no chão) e alta (caixa em uma prateleira localizada no nível dos olhos da pessoa);
- 2 cargas: uma carga com 1% (leve) e outra com 10% (pesada) da massa corporal do participante;
- 2 movimentos: retirar e colocar a caixa na prateleira ou no chão.

A literatura reporta que manipular objetos que se encontram acima do nível dos ombros é considerada desfavorável, pois para manipular um objeto seria necessário uma flexão do ombro acima dos 90°. Para o presente estudo foi escolhido no nível dos olhos devido a uma limitação no aparto utilizado que simulou uma estante, o qual só permitia que a prateleira fosse colocada ou abaixo do nível dos ombros, ou no nível dos olhos. Como o objetivo foi simular uma situação desfavorável, optou-se pela segunda altura.

A escolha das cargas foi determinada com objetivo de que o esforço fosse igual para todos os participantes, visto que a maioria dos estudos utiliza cargas fixas para todos os componentes da amostra. Talvez esse fator possa influenciar nas variáveis respostas, pois uma mesma carga pode gerar diferentes respostas em diferentes pessoas.

Com a combinação dos 3 fatores, totalizou-se 8 tarefas. A seqüência de execução das tarefas já tinha sido previamente determinada, sendo que, para evitar que este fator influenciasse nos resultados, as oito seqüências foram aleatorizadas em blocos. A Tabela 3 mostra esta distribuição.

Tabela 3 - Roteiro das tarefas

N	1	2	3	4	5	6	7	8
TAREFA (Seqüência de execução) ↓	ALR	ALC	APR	APC	BLR	BLC	BPR	BPC
	ALC	APR	APC	BLR	BLC	BPR	BPC	ALR
	APR	APC	BLR	BLC	BPR	BPC	ALR	ALC
	APC	BLR	BLC	BPR	BPC	ALR	ALC	APR
	BLR	BLC	BPR	BPC	ALR	ALC	APR	APC
	BLC	BPR	BPC	ALR	ALC	APR	APC	BLR
	BPR	BPC	ALR	ALC	APR	APC	BLR	BLC
	BPC	ALR	ALC	APR	APC	BLR	BLC	BPR

Onde: (N) corresponde ao número do participante; Altura: (A) alto, (B) baixo; Carga (P) pesado, (L) leve; Movimento (R) retirar, (C) colocar. ALR – alto, leve, retirando; APR – alto, pesado, retirando; ALC – alto, leve, colocando; APC – alto, pesado, colocando; BLR – baixo, leve, retirando; BPR – baixo, pesado, retirando; BLC – baixo, leve, colocando; BPC – baixo, pesado, colocando.

Para as tarefa de altura alta foi utilizado um aparato utilizado por Ramos (2992), no qual uma prateleira era colocada na altura dos olhos da pessoa. Para o movimento de colocar, a análise iniciava com a caixa na mão da pessoa, e terminava quando esta era colocada na prateleira (Figura 2A). Para o movimento de retirar, a análise iniciava quando a pessoa retirava a caixa da prateleira, e terminava quando a mesma estava na altura da cintura (Figura 2B).

Para as tarefas de altura baixa, no movimento de colocar, a análise iniciava com a caixa na mão da pessoa e terminava quando esta era colocada no chão (Figura 3A). Para o movimento de retirar, a análise iniciava quando a pessoa retirava a caixa do chão, e terminava quando a mesma estava na altura da cintura da pessoa (Figura 3 B).

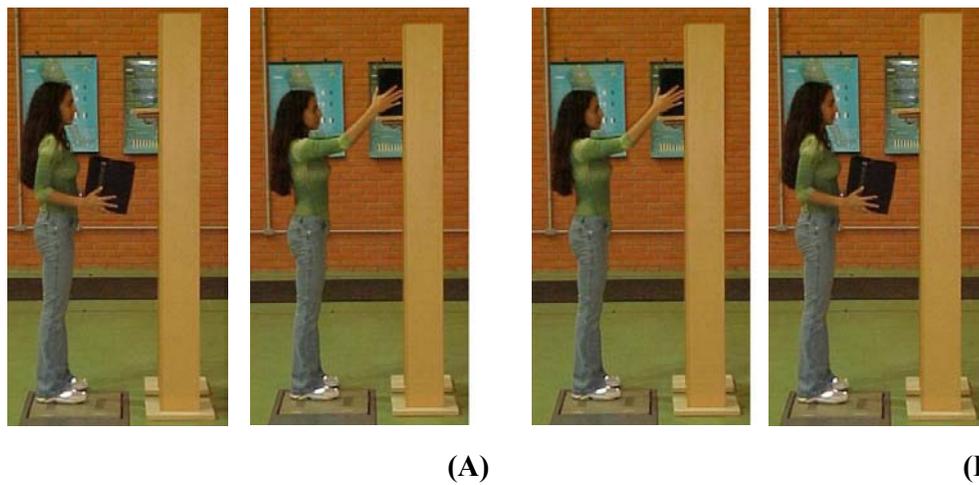


Figura 2 - Ilustração da execução das tarefas de altura alta. Em (A) no movimento de colocar: ALC ou APC, dependendo do peso da carga. Em (B) no movimento de retirar: ALR ou APR.

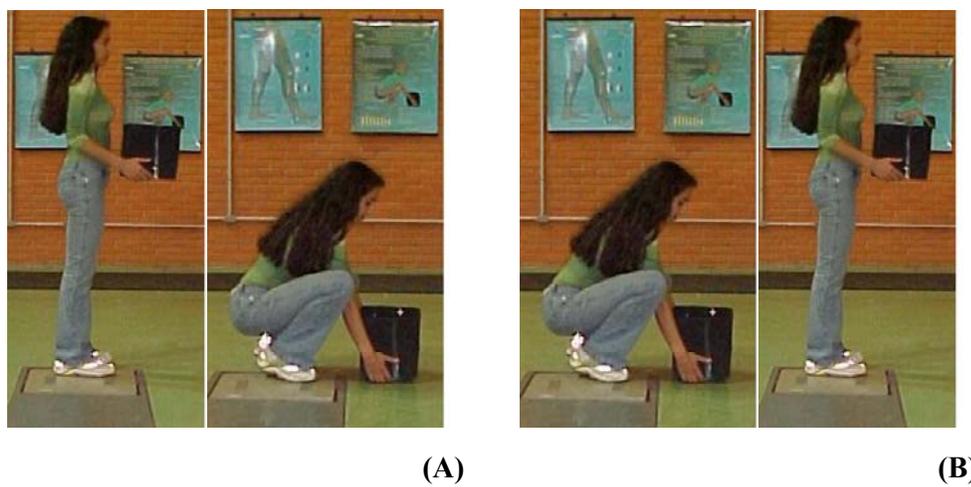


Figura 3 - Ilustração da execução das tarefas de altura baixa. Em (A) no movimento de colocar: BLC ou BPC, dependendo da carga. Em (B) no movimento de retirar: BLR ou BPR.

3.3 ÍNDICE POSTURAL

Foi utilizado o Índice Postural (IP) proposto por Burgess-Limerick & Abernethy (1995), adaptado por Laviriere *et al.* (2002), para uma definição quantitativa da postura no início do movimento de retirar a caixa no chão (levantar), e no final do movimento de colocar a caixa no chão (abaixar).

Para o cálculo do IP era necessário um arquivo cinemático da postura ortostática com os pés paralelos para aquisição dos ângulos articulares do tornozelo, joelho, quadril e coluna lombar nesta postura.

O cálculo do Índice Postural consiste em uma relação entre os ângulos das articulações do joelho, tornozelo, quadril e coluna lombar na postura ortostática, e a variação destes ângulos na postura adotada no início do movimento de retirar a caixa no chão, e/ou no final do movimento de colocar a caixa do chão. A Equação (1) apresenta como é feito esse cálculo.

$$\text{Índice Postural} = \frac{(A_{Jo} - A_{jm})}{(A_{To} - A_{Tm}) + (A_{Qo} - A_{Qm}) + (A_{Lo} - A_{Lm})} \quad (1)$$

onde:

A_{Jo} – ângulo do joelho na posição ortostática;

A_{Jm} – ângulo do joelho no início do movimento de retirar a caixa no chão, ou no final do movimento de colocar a caixa do chão, “m” significa movimento;

A_{To} – ângulo do tornozelo na posição ortostática;

A_{Tm} – ângulo do tornozelo no início do movimento de retirar a caixa no chão, ou no final do movimento de colocar a caixa do chão

A_{Qo} – ângulo do quadril na posição ortostática

A_{Qm} – ângulo do quadril no início do movimento de retirar a caixa no chão, ou no final do movimento de colocar a caixa do chão;

A_{Lo} – ângulo da coluna lombar na posição ortostática;

A_{Lm} – ângulo da coluna lombar no início do movimento de retirar a caixa no chão, ou no final do movimento de colocar a caixa do chão.

A Figura 4 ilustra a execução da tarefa, com a variação dos ângulos. Na Figura 4 (A), o IP estaria perto de “um”, pois a postura está mais para um agachamento do que para inclinação, e na Figura 4 (B) aparece a situação contrária, ou seja, o IP estaria perto de “zero”, pois a postura está mais para uma inclinação do que para agachamento.

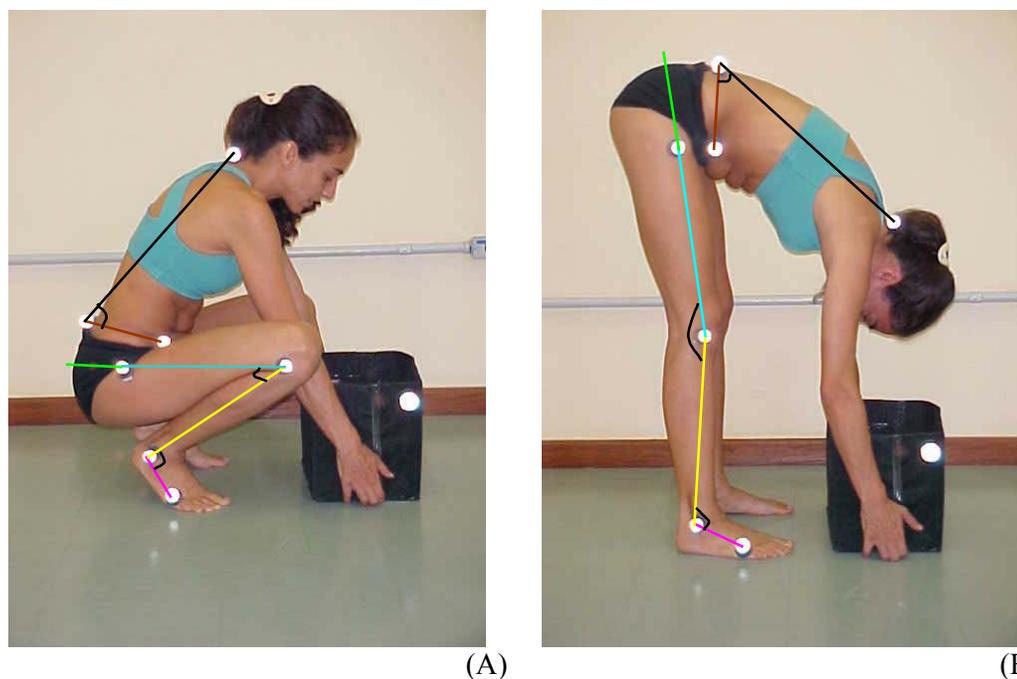


Figura 4 - Posturas adotadas no início do movimento de retirar a caixa do chão, ou no final do movimento de colocar a caixa no chão: Em (A) postura caracterizada por um agachamento. Em (B), postura caracterizada por uma inclinação. Observa-se que o ângulo do quadril não está ilustrado, pois nestas posturas este é negativo.

3.4 CÁLCULO DAS FORÇAS ARTICULARES – DINÂMICA INVERSA

O pico de força articular do tornozelo, joelho e quadril do membro inferior direito foi obtido utilizando-se a técnica de dinâmica inversa. Esta técnica baseia-se na determinação de forças internas a partir da mensuração das forças de contato e de não contato e externo, das acelerações e das massas.

Para o presente estudo, os dados cinéticos foram obtidos por meio da medição das forças de reação do solo (plataforma de força) e os dados cinemáticos por meio de filmagem das cenas de interesse (sistema de vídeo *Peak Performance*). Os parâmetros massa e centro de massa foram obtidos por meio de tabelas antropométricas propostas por Clauser (1969) e os valores de momento de inércia pelos modelos propostos por Dempster (1955).

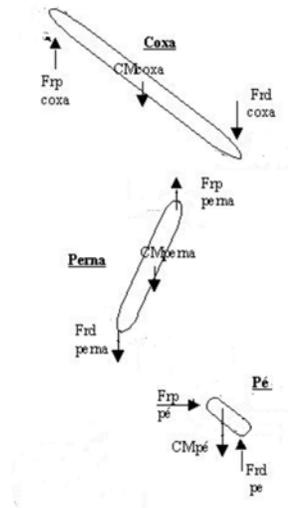
3.4.1 Modelo

O modelo utilizado para a obtenção dos valores de força resultante baseado na dinâmica inversa foi o modelo proposto por Loss *et al.* (2002). O membro inferior é modelado por três segmentos rígidos (pé, perna e coxa), interconectados pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo, admitidas como sendo do tipo “dobradiça” simples, ou seja, possuindo apenas um movimento puro de rotação, sem atrito. O restante do corpo humano, cabeça, tronco e membros, não são representados explicitamente, apenas seus efeitos sobre a articulação do quadril.

Os segmentos analisados (pé, perna e coxa) foram delimitados pelos pontos anatômicos que caracterizam as articulações. Os pontos escolhidos, por representarem os eixos articulares, foram estes (Winter, 1990): (1) trocânter maior do fêmur, representando a articulação do quadril; (2) epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; e (3) maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo.

A Figura 5 ilustra um diagrama de corpo livre representativo do membro inferior direito, com os segmentos pé, perna e coxa, podendo ser observada a direção das forças resultantes proximais e distais destes segmentos e seus respectivos centros de massa. As forças de contato externo são determinadas a partir de uma plataforma de força fixada no solo. O sistema de

referência adotado situa-se no centro da plataforma de força para as variáveis cinéticas e cinemáticas.



Onde:

$F_{rp\ coxa}$: forças resultantes proximais da coxa;

$F_{rp\ perna}$: forças resultantes proximais da perna;

$F_{rp\ pé}$: forças resultantes proximais do pé;

$F_{rd\ coxa}$: forças resultantes distais da coxa;

$F_{rd\ perna}$: forças resultantes distais da perna;

$F_{rd\ pé}$: forças resultantes distais do pé;

$CM\ coxa$: centro de massa da coxa;

$CM\ perna$: centro de massa da perna;

$CM\ pé$: centro de massa do pé.

Figura 5 - Diagrama de corpo livre do membro inferior.

3.4.2 Cálculo das forças articulares

Após a determinação das variáveis utilizadas para a obtenção dos valores de força resultante, a aplicação do método é o mesmo proposto por Loss *et al.* (2002) que se constitui no seguinte:

Considerando que os valores das forças intra-articulares são maiores no sentido vertical e ântero-posterior, comparativamente aos valores do plano transversal (ENG & WINTER, 1995; GLITSCH & BAUMAN, 1997; RUBY & HULL, 1993) e considerando a simetria do movimento analisado, a análise deste estudo foi bidimensional, abordando apenas os efeitos das forças articulares no plano sagital, por um modelo bidimensional. O membro inferior direito (MID) foi considerado como um sistema mecânico composto de 3 corpos rígidos, pé,

perna e coxa, interconectados pelas articulações do tornozelo, joelho e quadril, admitidas como sendo do tipo “dobradiça” simples, ou seja, possuindo apenas um movimento puro de rotação, sem atrito. Andrews & Hay (1983) relatam que em análise biomecânica que envolve o entendimento da função muscular por meio das articulações, estas podem ser modeladas como pontos. Para Andrews (1974) considerar as articulações livres de atrito é uma aproximação razoável, principalmente para indivíduos normais onde o aporte adequado de líquido sinovial fornece uma aceitável lubrificação entre as superfícies articulares.

Cada segmento corporal S_i , se idealizado como um corpo rígido, vai se mover de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de S_i em um referencial inercial R é regido pelas equações do movimento, que em um plano podem ser representadas por três equações escalares:

$$\begin{aligned}\sum F_x &= m_i a_x \\ \sum F_y &= m_i a_y \\ \sum M_z &= I_i \alpha_i\end{aligned}\tag{2}$$

onde,

F_x e F_y representam as componentes de força x e y , respectivamente
 a_x e a_y representam as componentes de aceleração x e y , respectivamente
 M_z momento em torno do eixo z
 m_i representa a massa do segmento S_i
 α_i aceleração angular do segmento S_i
 I_i momento de inércia, em relação ao centro de massa, do segmento S_i

3.5 INSTRUMENTAÇÃO

3.5.1 Variáveis cinemáticas: Sistema de Vídeo *Peak Performance*

A técnica de cinemetria funciona a partir da localização de pontos específicos nos diversos quadros do filme contendo as cenas com as atividades de interesse. Estes pontos são localizados em cada indivíduo com auxílio de fitas reflexivas adesivas (Figura 6). Com ajuda de iluminação direcionada sobre os pontos e refletida na direção da câmera de vídeo, somada aos recursos de abertura do diafragma, é possível transformar a atividade filmada em um conjunto de pontos brancos, sobre um fundo escuro, destacando os pontos de interesse.



Figura 6 - Identificação dos pontos anatômicos por meio de marcas reflexivas

Foi utilizado o sistema de vídeo *Peak Performance*, versão 5.3, a uma frequência de amostragem de 60Hz. O eixo óptico da câmera estava posicionado perpendicularmente ao plano sagital do indivíduo em análise. O sistema de vídeo completo consta da câmera de vídeo *Pulnix TM640*, videocassete para gravação das filmagens, sistema de digitalização e *software* dedicado.

A grande vantagem desta técnica é efetuar as medições sem contato direto com o indivíduo, permitindo uma maior liberdade nas atividades desenvolvidas sem a presença de fios e cabos interligando o executante a algum sistema de medição. Por outro lado, alguns aspectos são importantes e devem ser ressaltados. Os marcadores colados à superfície da pele (Figura 6) consideram os movimentos da pele e do osso idênticos, e a técnica de segmentos conectados assume uma conexão rígida entre os ossos. O comprimento dos segmentos definidos entre duas marcas pode variar durante os movimentos executados (LOOZE *et al.*, 1992). Isto pode acontecer por real deformação dos segmentos, movimentos da pele ou ainda por erros de medição.

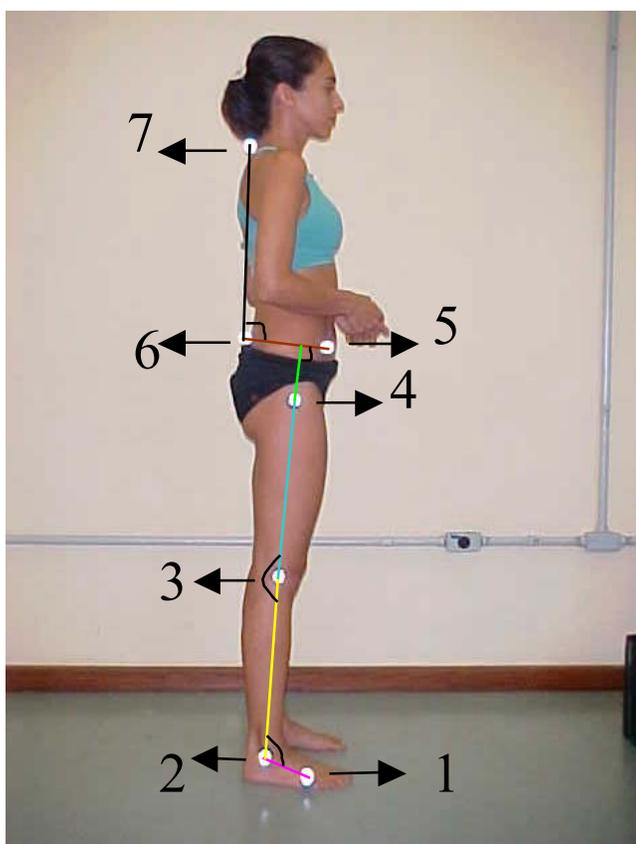
O sistema de vídeo do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul foi avaliado quanto à sua acurácia, em projeto independente (LOSS *et al.*, 1999), apresentando um erro na ordem de 0,5 %, no que se refere à quantificação dos deslocamentos.

3.5.1.1 Análise Cinemática

Para a análise cinemática foram colocadas fitas reflexivas nos seguintes pontos, como ilustrado na Figura 7:

1. Base do quinto metatarso;
2. Maléolo lateral;
3. Epicôndilo lateral do fêmur;
4. Trocânter maior do fêmur;

5. Espinha ilíaca ântero-superior (EIAS);
6. Espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS);
7. Processo espinhoso da primeira vértebra torácica (T1).



- linha da T1 com as marcas EIAS e EIPS;
- linha da EIAS com EIPS;
- prolongamento da linha do fêmur, definido pelos pontos 3 e 4;
- linha do trocânter maior com o epicôndilo lateral do fêmur;
- linha do epicôndilo lateral do fêmur com o maléolo lateral;
- linha do maléolo lateral com a base da cabeça do quinto metatarso

Figura 7 - Ilustração dos pontos anatômicos escolhidos para análise cinemática.

Os pontos de 1 a 4 foram escolhidos para determinação do pico de força articular. Os segmentos analisados (pé, perna e coxa) foram delimitados pelos pontos anatômicos que caracterizam as articulações.

Os pontos de 1 a 7 eram necessários para a análise quantitativa da postura adotada no início do movimento de retirar e no final do movimento de colocar a caixa no chão, no caso para o cálculo do Índice Postural (IP), proposto por Burgess-Limerick *et al.* (1995), adaptado por Larivière *et al.* (2002).

Um oitavo ponto foi utilizado na caixa. O deslocamento dessa caixa era determinante do início e do fim da análise.

3.5.1.2 Definição dos ângulos

Os ângulos analisados foram da coluna lombar, quadril, joelho e tornozelo, os quais estão ilustrados na Figura 7, e foram definidos da seguinte maneira:

- O **ângulo da coluna lombar** foi definido como o anterior subentendido pela junção das linhas da primeira vértebra torácica (T1), com as marcas da EIPS e EIAS;
- O **ângulo do quadril, para o Índice Postural**, foi definido como o anterior subentendido entre a junção das linhas da EIPS e EIAS e o prolongamento da linha do fêmur (como definida pelas marcas 3 e 4). Para a análise da **dinâmica inversa**, este ângulo foi definido como o anterior compreendido pela união das linhas do trocânter maior com o epicôndilo lateral do fêmur (definido como segmento coxa) e a linha horizontal do solo;
- O **ângulo do joelho** foi definido como o posterior subentendido pela união da linha do trocânter maior com o epicôndilo lateral do fêmur (coxa) e a união da linha do epicôndilo lateral do fêmur com o maléolo lateral (perna);

- O **ângulo do tornozelo** foi definido como o anterior subentendido pelas linhas do epicôndilo lateral do fêmur com o maléolo lateral, e a linha do maléolo lateral com a base da cabeça do quinto metatarso.

Os ângulos aumentavam quando a articulação estendia, ou, no caso do tornozelo, fazia uma flexão-plantar. O uso das marcas para estimar o movimento da coluna lombar já foi radiograficamente verificado (KIPPERS & PARKER, 1989).

3.5.2 Variáveis cinéticas: Plataforma de Força AMTI

As variáveis cinéticas medidas durante os eventos analisados foram as forças de contato com o solo. A medição destas forças foi feita a partir de uma plataforma de força, marca AMTI, modelo OR6-5. A plataforma AMTI, a base de *strain-gauges*, possibilita a medição das forças nas três dimensões, e está acoplada a um condicionador de sinais com opções de ganho de 1000 e 4000 vezes, alimentação simétrica de ± 10 volts, e conversor A/D 12 bits, fornecidos pelo fabricante. A taxa de aquisição utilizada foi de 60 Hz por canal.

3.5.3 Variável eletromiográfica: Eletromiógrafo

Um sistema de EMG (*Bortec Incorporation*, Canadá) de oito canais foi utilizado para a aquisição dos sinais eletromiográficos.

Os sinais eletromiográficos dos músculos longo do tórax, iliocostal-lombar e eretor da espinha (L1) foram medidos por meio de pares de eletrodos de superfície passivos descartáveis (*Medi-Trace 200*, Kendall) em configuração bipolar. Os sinais eletromiográficos

passaram por um pré-amplificador, localizado a aproximadamente 10 cm dos eletrodos e conectados por um cabo de 97 cm e, a seguir, passaram por um amplificador principal.

Os eletrodos foram colocados nos músculos paralelos às fibras musculares. Os sinais eletromiográficos foram amplificados e submetidos a um filtro passa banda com uma frequência de corte entre 10 Hz e 600 Hz. A coleta e o armazenamento dos dados foram feitos utilizando-se um computador do tipo Pentium (200 MHz), dotado de um conversor análogo-digital. A taxa de amostragem foi de 2000 Hz para cada canal.

3.5.3.1 Recolha do sinal eletromiográfico

Para a análise eletromiográfica foi utilizado o protocolo de Candoti (1997) em que foram monitorados os músculos longo do tórax, iliocostal-lombar e eretor da espinha (L1) dos lados direito e esquerdo, medial e lateral, pois são motores primários da extensão e hiperextensão da coluna dorso-lombar, quando ambos os lados atuam juntos. As porções musculares foram determinadas de acordo com o lado e a localização:

- MD (medial direito) - corresponde à porção muscular localizada do lado direito medialmente;
- LD (lateral direito) - corresponde à porção muscular localizada do lado direito lateralmente;
- ME (medial esquerdo) - corresponde à porção muscular localizada do lado esquerdo medialmente;

- LE (lateral esquerdo) - corresponde à porção muscular localizada do lado esquerdo lateralmente.

Foram marcados os processos espinhosos posteriores, com o objetivo de demarcar o local da colocação dos eletrodos, através da palpação do espaço intervertebral L4-L5, colocando-se os dedos nas cristas ilíacas e os polegares na linha média entre elas. Como estes dois processos não se sobrepõem, marcam o nível real dos corpos vertebrais e servem como excelente ponto de referência para identificação de outras vértebras. Assim, após marcar o processo espinhoso de L5, foram palpados no sentido ascendente os processos de L4, L3, L2, L1, T12 (HOPPENFELD, 1987).

Para a localização dos eletrodos foi marcada uma linha perpendicular à marcação dos processos espinhosos posteriores sobre o espaço intervertebral entre a décima segunda vértebra torácica e primeira vértebra lombar (T12-L1).

Os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel e a pele (NIGG & HERZOG, 1994). Os eletrodos ficaram situados entre o espaço T12-L1 medial e lateralmente, ou seja, foram posicionados do lado direito e esquerdo sobre o longo do tórax, o iliocostal-lombar, e o eretor da espinha no nível espinhal correspondente a L1 (ROY *et al.*, 1990; BOJADSEN *et al.*, 1999). Os eletrodos foram colocados nos músculos, paralelos às fibras musculares, semelhante à configuração proposta por De Luca (1993), adaptada por Candoti (1997). O eletrodo de referência foi colocado na região do osso sacro, como mostrado na Figura 8 (A), pois este preferencialmente tem de estar em uma proeminência óssea (SODERBERG & KNUTSON, 2000).

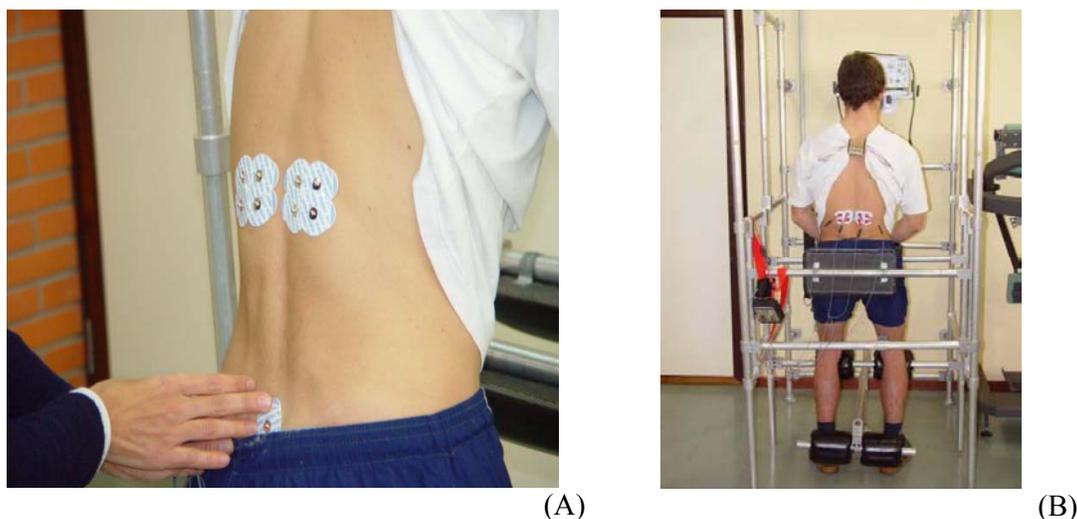


Figura 8 - Recolha do sinal eletromiográfico dorso-lombar: em (A) localização dos pares de eletrodo, na configuração bi-polar, em T12-L1 bilateralmente, medial e lateralmente, e o eletrodo de referência no osso sacro. Em (B) vista posterior do aparato para aquisição do sinal eletromiográfico da contração voluntária máxima (CVM).

Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela limpeza com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade no local do posicionamento dos eletrodos.

O sinal eletromiográfico foi normalizado a partir dos valores máximos encontrados na contração voluntária máxima (CVM). Para medir a CVM dos extensores da coluna, foi utilizado um aparato para restringir a postura, proposto por De Luca (1993), adaptado por Candoti (1997). Os participantes eram introduzidos no aparato, como ilustrado na Figura 8 (B), tendo a padronização da postura como ponto de referência a articulação do tornozelo. Era solicitado que os sujeitos fizessem uma flexão de joelhos, de modo que a dorsi-flexão do tornozelo, a qual foi medida com um goniômetro, ficasse entre 70° e 75° . Os tornozelos, joelhos e as regiões glútea e abdominal foram devidamente restringidos com apoios apropriados. Logo abaixo das axilas foi colocada uma cinta presa à frente do sujeito.

Foi solicitado ao participante que fizesse uma situação máxima de hiperextensão da coluna dorso-lombar gradualmente, sem movimentos balísticos, por 5 segundos e, após, houve um intervalo de 20 segundos para descanso, sendo realizadas 2 repetições. O objetivo foi recrutar o máximo do músculo para ativar todas as fibras possíveis, obtendo-se um maior sinal possível, afim de, posteriormente, analisar o quanto da ativação muscular voluntária o participante utiliza para executar as tarefas em estudo.

3.5.4 Sincronização entre os sistemas de medição

Por se tratarem de três sistemas de medição independentes com bases de tempo próprios (plataforma de força, sistema de vídeo *Peak Performance* e eletromiógrafo), mas que operam concomitantemente, foi preciso sincronizá-los. Este sincronismo foi realizado primeiramente de forma eletrônica, com auxílio da Unidade de Sincronismo (US), equipamento pertencente ao Sistema *Peak Performance*. No momento em que o indivíduo pisava na plataforma de força, a US foi programada para fornecer um sinal elétrico que variava de um nível digital zero para um, sendo enviado para o conversor A/D da plataforma de força, ao mesmo tempo em que o eletromiógrafo adquiria esta informação e a câmera de vídeo recebia um sinal luminoso. Desta forma, os três sistemas recebiam simultaneamente um sinal proveniente de uma mesma fonte, e possuíam entre os seus dados de saída, um canal a mais, contendo a informação do sincronismo dos eventos. Posteriormente, para o cálculo da dinâmica inversa, quando os dados foram lidos pelo *software* desenvolvido em MATLAB, uma rotina se encarregou de sincronizar os eventos das variáveis cinéticas e cinemáticas a partir deste canal.

3.5.5 Variáveis Antropométricas

Para medição da massa corpórea foi utilizada uma balança digital marca URANO PS180, com capacidade para 180Kg e sensibilidade de 100g. A balança continha um estadiômetro, o qual foi utilizado para medir a estatura. Para as medidas antropométricas foram utilizados os protocolos propostos por Fernandes Filho (1999).

3.5.6 Materiais utilizados para o Protocolo

Para a tarefa de manipulação da caixa na altura alta, foi utilizado um aparato utilizado por Ramos (2002), com objetivo de simular uma estante, pois ele permitia que a altura da prateleira fosse regulável. A Figura 9 mostra os materiais utilizados para a coleta de dados.



Figura 9 - Sala pronta para coleta de dados. (1) eletromiógrafo; (2) câmera do sistema *Peak Performance*; (3) plataforma de força e (4) estante regulável

Para a tarefa de manipulação da caixa na altura baixa, foi colocado um suporte de aproximadamente 2 cm de altura embaixo da caixa, com o objetivo de proporcionar um espaço para o participante manipulá-la, já que a mesma não continha alça.

Com o objetivo de simular uma situação a mais real possível de manuseio de carga, foi escolhida uma caixa de papelão, com base de 31cmx22cm e altura de 25cm. Para melhorar a qualidade das filmagens, a caixa foi coberta com papel preto. A carga foi composta por revistas colocadas dentro da caixa, cujos valores correspondiam a 1% e 10% da massa corporal de cada indivíduo.

3.6 ANÁLISE DOS DADOS - AQUISIÇÃO DOS SINAIS

3.6.1 Definição do início e final da análise

Para a definição do início e final da análise dos dados, o parâmetro utilizado foi o deslocamento da caixa no eixo Y. O participante tinha de estar com os dois pés em contato com o solo, sendo o pé direito na plataforma de força, item este observado no arquivo de cinemática.

Tanto para a altura alta quanto para a baixa, o início da análise da tarefa no movimento de retirar foi determinado quando a caixa começava a se deslocar, e o final da análise foi determinado quando a caixa estava na altura da cintura do participante.

Para o movimento de colocar, o início da análise da tarefa foi determinado quando a caixa estava na altura da cintura do participante, e o final da análise foi considerado quando a caixa parava seu deslocamento.

Primeiramente, foram selecionados todos os pontos em que a caixa permanecia praticamente na mesma posição, após foi feita a média destes pontos e o desvio-padrão. Com estes dados, para determinar o início e fim da tarefa, foram consideradas as médias e mais ou menos três desvios-padrões.

3.6.2 Variável eletromiográfica

Os sinais gerados pelo eletromiógrafo foram processados no programa SAD32 de 1993 desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da UFRGS. A taxa de amostragem usada foi de 2000 Hz por canal.

Os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro digital ideal passa banda com uma frequência de corte entre 10 Hz e 600 Hz. Foi realizada uma análise via FFT (Transformada Rápida de *Fourier*) para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como, por exemplo, o ruído de 60 Hz. Utilizou-se um filtro rejeita-banda, nas frequências específicas, nos casos em que foram observados ruídos a partir do espectro de frequência (FFT) do sinal. O sinal eletromiográfico foi transformado em uma curva por meio do cálculo RMS em janelas móveis tipo *Hamming* de 50ms.

Após anotado os valores de pico da CVM de cada indivíduo, o sinal eletromiográfico foi normalizado considerando este valor. Com base nos critérios de início e final da análise, recortou-se a curva bruta, representando a ativação eletromiográfica da tarefa.

3.6.2.1 Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar

Stokes *et al.* (1989) relatam que diferentes posturas resultam em diferentes padrões de ativação muscular. Isto ressalta um problema na mensuração da eletromiografia de superfície em um grande grupo muscular. Os eretores da coluna são um grande grupo de músculos, cada músculo independentemente é capaz de mais ou menos ativação durante o movimento, devido a isto é difícil estar certo de quais músculos são exatamente monitorados pelos eletrodos, sendo muito provável ocorrer o fenômeno *cross-talk*.

Considerando o exposto acima, e devido à importância funcional da relação postural nos movimentos estudados, foi elaborado um Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) com o objetivo de analisar os eretores da coluna dorso-lombar como um todo. Para o sinal eletromiográfico, foi considerado o valor RMS.

Primeiramente, foi feita a média da ativação eletromiográfica do indivíduo por tarefa, como apresentado na Equação (3).

$$IM_n^x = \frac{MD + LD + ME + LE}{4} \quad (3)$$

onde:

IM_n^x – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do enésimo indivíduo na tarefa X.

MD – Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado direito medialmente;

LD – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado direito lateralmente;

ME – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado esquerdo medialmente;

LE – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado esquerdo lateralmente.

Após esta etapa, foi feita a média de ativação eletromiográfica da tarefa como apresentado na Equação (4)

$$\text{Índice - X} = \frac{I1 + I2 + I3 + I4 + I5 + I6 + I7 + I8}{8} \quad (4)$$

onde:

Índice X - Índice Médio de Ativação Eletromiográfica da tarefa X;

I1 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 1 na tarefa X;

I2 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 2 na tarefa X;

I3 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 3 na tarefa X;

I4 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 4 na tarefa X;

I5 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 5 na tarefa X;

I6 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 6 na tarefa X;

I7 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 7 na tarefa X;

I8 – Índice Médio de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 8 na tarefa X.

3.6.2.2 Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar

O Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) foi considerado como o maior valor do sinal eletromiográfico de cada porção muscular analisada durante a execução da tarefa.

Para determinar o PA representativo da tarefa, primeiramente, foi feita a média do PA do indivíduo por tarefa, como apresentado na Equação (5).

$$PA_n^x = \frac{\text{PicoMD} + \text{PicoLD} + \text{PicoME} + \text{PicoLE}}{4} \quad (5)$$

onde:

PA_n^x – Médio do Pico de Ativação Eletromiográfica do enésimo indivíduo na tarefa X;

Pico MD – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado direito medialmente;

Pico LD – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado direito lateralmente;

Pico ME – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado esquerdo medialmente;

Pico LE – Pico de Ativação Eletromiográfica da porção muscular localizada do lado

esquerdo lateralmente.

Num segundo momento, foi feita a média do PA da tarefa como apresentado na Equação (6).

$$\text{Pico BPR} = \frac{\text{Pico1} + \text{Pico2} + \text{Pico3} + \text{Pico4} + \text{Pico5} + \text{Pico6} + \text{Pico7} + \text{Pico8}}{8} \quad (6)$$

onde:

Pico X - Média do Pico de Ativação Eletromiográfica da tarefa X;

I1 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 1 na tarefa X;

I2 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 2 na tarefa X;

I3 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 3 na tarefa X;

I4 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 4 na tarefa X;

I5 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 5 na tarefa X;

I6 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 6 na tarefa X;

I7 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 7 na tarefa X;

I8 – Média do Pico de Ativação Eletromiográfica do indivíduo 8 na tarefa X.

3.6.3 Variáveis cinemáticas

Após a filmagem dos eventos foi realizada a digitalização das cenas. Nesta etapa um *software* dedicado localizava os pontos no filme, associando-os a cada uma das articulações e identificando as coordenadas espaciais de cada ponto. Desta forma foi possível obter a posição das articulações em cada quadro, ou o deslocamento entre um quadro e o subsequente. Entretanto, as coordenadas espaciais de cada ponto não estão em unidades reais de distância, e sim em unidades adimensionais da tela do monitor (*pixels*). Fez-se necessária a conversão de unidades de tela para o padrão métrico. O procedimento utilizado foi a filmagem de dois pontos separados por uma distância conhecida de um metro (padrão de calibração). Sabendo-se a distância métrica entre os dois pontos e a quantidade de *pixels* entre eles, por meio de uma relação linear, é possível converter as coordenadas de cada ponto, que estão

inicialmente em *pixels*, em um valor em metros. Esta conversão de unidades é feita em uma das rotinas do *software* elaborado. Os resultados obtidos nesta etapa foram armazenados em um arquivo de formato matricial, com duas colunas para cada ponto de interesse (par X,Y), e o número de linhas relativas ao número de quadros digitalizados. Para cada segundo eram necessárias 60 linhas do arquivo, em função da velocidade da câmera.

3.6.4 Variáveis cinéticas

Para este estudo, foram analisadas as forças horizontais ântero-posteriores (F_x), forças verticais (F_z) e o momento médio lateral (M_y). Para análise dos dados, a força articular foi normalizada pela massa do participante mais a massa da caixa.

3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Os resultados foram analisados por meio de procedimentos estatísticos, utilizando o *software* SPSS 10.0.

Para avaliar se os fatores altura, movimento ou carga influenciam o pico de força articular, pico de ativação eletromiográfica e ativação eletromiográfica dorso-lombar nas diferentes tarefas, assim como para avaliar se houve diferença entre os Índices Posturais de cada participante e de toda amostra, primeiramente aplicou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e de homogeneidade de Levene, e por fim utilizou-se ANOVA. Quando houve diferença entre os grupos, utilizou-se o teste *Post-Hoc Tukey-b*. Um nível de significância de $p < 0,05$ foi considerado em todas as análises.

Em alguns casos, para uma melhor discussão dos resultados foi utilizado um coeficiente de variância, o qual consiste na razão do valor médio de um evento pelo seu respectivo desvio-padrão

Foi realizada uma análise de correlação para avaliar se houve uma relação entre a estatura do indivíduo e as variáveis respostas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 ÍNDICE MÉDIO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DORSO-LOMBAR

Na Tabela 4 está ilustrado o cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa de altura baixa com peso pesado retirando (BPR). Os IM relativos as demais tarefas estão no Anexo C, Tabelas de 15 a 21.

Tabela 4 - Cálculo da média e desvios-padrões do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar da tarefa BPR.

Tarefa	Participante	MD	LD	ME	LE	Média	DP
BPR	1	43	44	41	32	40	5
	2	37	65	46	31	45	15
	3	24	19	21	19	21	3
	4	34	23	35	31	31	5
	5	50	38	42	44	43	5
	6	24	20	20	15	20	4
	7	31	28	34	26	30	3
	8	24	32	22	29	27	5
IM da Tarefa						32	9.8

Houve uma similaridade na ativação eletromiográfica dos eretores da coluna dorso-lombar de ambos os lados direito e esquerdo, tanto medial quanto lateralmente. Como exemplo, na tarefa BPR a exigência de ativação muscular foi semelhante, sendo: medial

direito (MD: $33 \pm 9,7$), lateral direito (LD: $34 \pm 15,3$), medial esquerdo (ME: $32 \pm 10,4$) e lateral esquerdo (LE: $28 \pm 8,9$), e o IM respectivamente ($32 \pm 9,8$).

As médias de ativação das quatro porções musculares, analisadas separadamente, apresentaram praticamente a mesma ordenação segundo os valores encontrados no IM, como pode ser observado no Anexo C, Tabela 13. Porém esta ordem não ocorreu na porção muscular LD entre as tarefas de altura baixa com peso leve nos movimentos de colocar (BLC: $24 \pm 7,9$) e no de retirar (BLR: $25 \pm 9,8$), e no músculo LE entre as tarefas de altura baixa com peso pesado no movimento de colocar (BPC: $17 \pm 5,5$) e na altura alta também com peso pesado no movimento de colocar (APC: $18 \pm 7,7$). Porém estes valores são muito semelhantes, e, além disso, não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre eles.

A Tabela 5 apresenta as médias e desvios-padrões do IM, e a Figura 10 (B) ilustra estes dados. As tarefas estão descritas em ordem decrescente.

Tabela 5 - Médias e desvios-padrões do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar nas diferentes tarefas.

	BPR	BLC	BLR	BPC	APC	APR	ALC	ALR
IM (%CVM)	32 ($\pm 9,8$)	24 ($\pm 6,6$)	23 ($\pm 6,8$)	19 ($\pm 5,0$)	18 ($\pm 7,0$)	15 ($\pm 4,8$)	09 ($\pm 3,3$)	08 ($\pm 3,7$)

A tarefa que exigiu a maior ativação eletromiográfica foi a de altura baixa com peso pesado no movimento de retirar (BPR: $32 \pm 9,8$), e a tarefa que apresentou menor ativação foi a de altura alta com peso leve do movimento de retirar (ALR: $8 \pm 3,7$). Todas as tarefas de altura baixa (BPR, BLC, BLR e BPC) apresentaram maior ativação comparadas com as de

altura alta (APC, APR, ALC e ALR). Entre as tarefas de altura alta a tarefa ALR, ou seja, a de menor ativação, foi a que apresentou diferença significativa com todas as tarefas de altura baixa. E entre as tarefas de altura baixa, a tarefa BPR, ou seja, a de maior ativação, foi a que apresentou diferença significativa com todas as tarefas de altura alta, como pode ser observado na Tabela 6.

Na Tabela 6 estão discriminadas as tarefas que apresentaram diferença estatisticamente significativa relacionados ao IM. As tarefas estão em ordem decrescente em relação ao valor do IM.

Tabela 6 - Comparação entre as médias do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar entre as diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$.

BPR	BLC	BLR	BPC	APC	APR	ALC	ALR
			BPR	BPR	BPR	BPR	BPR
						BLC	BLC
						BLR	BLR
BPC							BPC
APC							
APR							
ALC	ALC	ALC					
ALR	ALR	ALR	ALR				

Nas tarefas de altura alta, as que apresentaram maior valor médio de ativação foram as com peso mais pesado (APC: $18 \pm 7,0$ e APR: $15 \pm 4,8$), sendo maior na tarefa com o movimento de colocar (APC), porém sem diferença significativa entre elas.

A Figura 10 apresenta a média e os desvios-padrões dos valores de ativação eletromiografia das quatro porções musculares estudadas (A), e os resultados do IM (B) lado a lado para uma melhor análise. No eixo das abscissas estão descritas as tarefas em ordem de

valor decrescente. No eixo das ordenadas estão os valores de ativação eletromiográfica em %CVM. A maior variação ocorreu na tarefa BPR, a qual apresentou o maior valor IM.

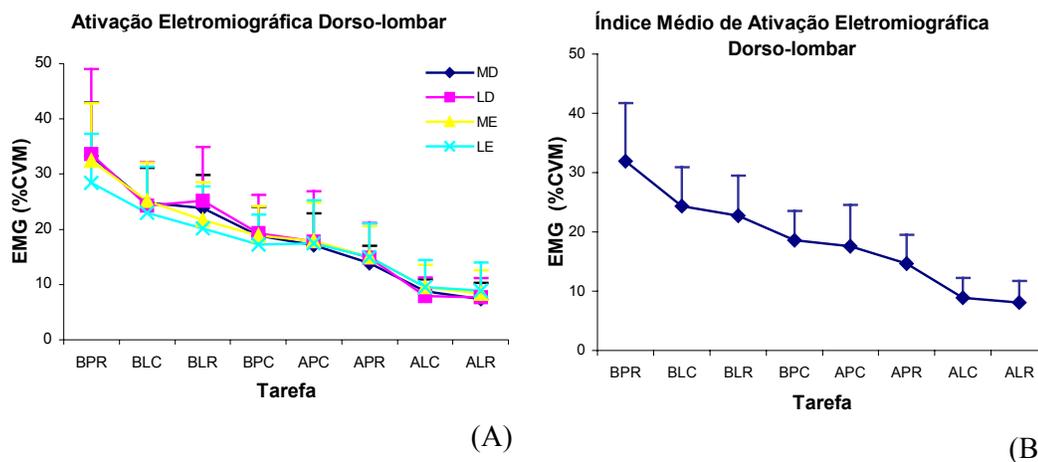


Figura 10 - Médias e desvios-padrões da Ativação Média Eletromiográfica Dorso-lombar. Em (A) média e desvio-padrão nos diferentes segmentos musculares estudados. Em (B) os valores de Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar.

As tarefas de altura alta com peso leve registraram valores menores comparados com as outras tarefas (ALC: $9 \pm 3,3$ e ALR: $8 \pm 3,7$). Estas tarefas só não apresentaram diferença significativa das outras tarefas de altura alta (APR: $15 \pm 4,8$ e APC: $18 \pm 7,0$).

A tarefa BPR ($32 \pm 9,8$) apresentou diferença significativa de todas as tarefas de altura alta e da tarefa BPC ($17 \pm 5,5$), sendo esta última a de altura baixa de menor valor de IM.

As tarefas de altura baixa com peso leve, BLC ($24 \pm 6,6$) e BLR ($23 \pm 6,8$), apresentaram diferenças significativas somente das tarefas de altura alta também com peso leve (ALC: $9 \pm 3,3$ e ALR: $8 \pm 3,7$), ou seja, as que obtiveram menores valores. De acordo com estes resultados, colocar ou retirar uma carga de peso leve (1% do peso corporal do participante) do chão não foi diferente de manusear uma caixa que se encontra ao nível dos olhos com peso considerado pesado (10% do peso corporal).

A tarefa de altura baixa com menor valor (BPC: $19 \pm 5,0$) só apresentou diferença significativa das tarefas de valores extremos (BPR e ALR). As tarefas de altura alta com peso pesado (APC: $18 \pm 7,0$ e APR: $15 \pm 5,8$), só apresentaram diferença significativa daquela de maior IM (BPR: $32 \pm 9,8$). Segundo estes achados, infere-se que para as variáveis estudadas colocar uma carga com peso pesado em uma altura acima do nível dos olhos não é diferente de colocar uma carga pesada ao nível do chão.

As tarefas de altura alta com peso leve, ALC ($09 \pm 3,3$) e ALR ($08 \pm 3,7$), apresentaram diferença significativa das tarefas de altura baixa, exceto a ALC, que não se diferenciou da tarefa BPC ($19 \pm 5,0$), a qual foi a tarefa de altura baixa com menor IM. Analisando os gráficos da Figura 10, há uma tendência de que as tarefas BPC ($19 \pm 5,0$) e APC ($18 \pm 7,0$) sejam as de transição entre uma altura e outra, e, além disso, elas não apresentaram diferença significativa entre ambas. É importante ressaltar que a ordem de execução foi aleatória.

As tarefas de altura alta só tiveram diferença significativa das de altura baixa, sendo que as de altura alta com o peso mais pesado (APR e APC) tiveram uma diferença significativa somente da tarefa BPR, ou seja, daquela que obteve o maior valor.

O único fator que influenciou de modo significativo o IM foi a altura. Os maiores valores do IM foram nas tarefas de altura baixa, porém não houve uma influência em relação à carga e ao movimento.

Estes achados estão parcialmente de acordo com os encontrados nos estudos de Larivière *et al.* (2002) e McKean & Potvin (2001), os quais, utilizando eletromiografia, concluíram que os valores de ativação eletromiográfica ao levantar-se uma carga do chão são maiores do que ao colocá-la no chão. Talvez o peso considerado pesado para o presente estudo (10% do peso

corporal do participante) tenha sido baixo para gerar estas diferenças. No estudo de Larivière *et al.* (2002), em que foi analisada a ativação da musculatura dorsal e lombar em indivíduos com e sem dor lombar, a carga a ser manipulada era de 12 Kg.

No estudo de McKean & Potvin (2001) sobre ativação eletromiográfica da coluna nas tarefas de colocar e retirar uma carga do chão, a massa da carga variou entre os seguintes valores: para homens 14kg, para retirar e 16kg para colocar no chão; e, para mulheres, 9kg para retirar e 8kg para colocar a carga no chão. Não está esclarecido no estudo o por quê da escolha destas cargas, assim como também por qual motivo a carga a ser retirada pelas mulheres (9kg) é a de maior valor, assim como para os homens a carga a ser colocada no chão (16kg) é a mais pesada, ou seja, não há um padrão da carga em relação nem ao gênero do participante, e nem ao movimento a ser realizado. Neste estudo, a carga manipulada foi bem superior ao do presente trabalho; mesmo assim alguns resultados foram semelhantes. O gênero do participante não influenciou as variáveis respostas.

Nas tarefas de altura alta, as com maior carga (APC e APR) tiveram uma tendência de terem valores superiores às demais tarefas, mas não com uma diferença significativa. Para executar esta tarefa, mesmo a distância sendo de livre escolha, os participantes realizavam uma pequena extensão de coluna, observada na análise de vídeo, ao retirar ou colocar a caixa na prateleira. Isso poderia justificar os valores de IM e PA terem sido maiores, pois, para executar estes movimentos, é necessária uma pequena abdução do ombro, e, dependendo do movimento, realizar uma flexão ou retorno desta flexão de ombros. Segundo Kapandji (2000), para uma abdução de ombro, é necessário que a coluna vertebral participe deste movimento. Se fosse só um dos ombros que necessitasse realizar a abdução, haveria uma contração dos músculos paravertebrais do lado contrário. Neste caso, como são os dois ombros envolvidos

no movimento, é necessária uma hiperlordose lombar, também sob dependência dos músculos paravertebrais. Quanto mais pesada a carga, é esperado que haja uma maior contração de todos os músculos envolvidos no movimento, justificando o porquê do IM ter sido maior quando a carga era mais pesada (IM: APC: $18 \pm 7,0$ e APR: $15 \pm 5,8$).

4.2 MÉDIA DO PICO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DORSO-LOMBAR

Na Tabela 7 está ilustrado o cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa de altura baixa com peso pesado retirando (BPR). Os PA relativos às demais tarefas estão no Anexo C, Tabelas de 22 a 28.

Tabela 7 - Médias e desvios-padrões da Média do Pico de Ativação Dorso-lombar da tarefa BPR.

Tarefa Participante	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
1	100	106	121	93	105	12
2	82	157	101	77	104	37
3	49	35	52	45	45	7
BPR 4	77	47	72	76	68	14
5	43	57	42	47	47	7
6	65	52	60	44	55	9
7	69	60	66	56	63	6
8	50	83	38	52	56	19
PA da Tarefa					68	23.8

As médias do PA das quatro porções musculares, analisadas separadamente, apresentaram praticamente a mesma seqüência dos valores encontrados no IM, como pode ser observado no Anexo C, Tabela 14. Esta ordem não ocorreu no músculo LD entre as tarefas de altura baixa com peso leve no movimento de retirar (BLR: $66 \pm 39,3$) e com peso pesado no movimento de colocar (BPC: $63 \pm 20,5$), no músculo ME entre as tarefas de altura baixa com pesos leves

nos movimentos de colocar (BLC: $50 \pm 17,2$) e retirar (BLR: $45 \pm 19,3$). No músculo LE este fato ocorreu em duas situações: entre a tarefa de altura alta com peso pesado no movimento de colocar (APC: $44 \pm 20,3$) e a tarefa BLC ($44 \pm 13,3$), e entre a tarefa de altura alta com pesos leves nos movimentos de colocar (ALC: $25 \pm 17,8$) e retirar (ALR: $24 \pm 10,7$). Porém estes valores são muito semelhantes, e, não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre eles.

A Tabela 8 apresenta as médias e os desvios-padrões dos PA, correspondentes aos valores da Figura 11 (B). As semelhanças com o IM foram as seguintes: a tarefa que exigiu mais da ativação muscular foi a BPR, em terceiro lugar a BLR, e, nas tarefas de altura alta aquelas com peso mais pesado ativaram mais a musculatura do que as com peso leve.

Tabela 8 - Médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar nas diferentes tarefas.

	BPR	BPC	BLR	BLC	APC	APR	ALR	ALC
PA	68 ($\pm 23,8$)	63 ($\pm 20,7$)	53 ($\pm 19,4$)	48 ($\pm 18,7$)	42 ($\pm 14,1$)	36 ($\pm 14,0$)	24 ($\pm 9,6$)	22 ($\pm 10,9$)

McKean & Potvin (2001) encontraram em seu estudo um pico de ativação eletromiográfica na musculatura dorsal e lombar maior na tarefa de retirar a carga do chão do que na de colocar, sendo esta diferença estatisticamente significativa. No presente estudo a carga aparece como fator de maior relevância pois os picos de ativação nas atividades com carga pesada foram maiores que com carga leve, entretanto, não houve diferença significativa entre as tarefas BPR, BPC, BLR e BLC.

A Figura 11 (A) apresenta a média e os desvios-padrões dos picos das quatro porções musculares estudadas, e a Figura 11 (B) a média e os desvios-padrões dos PA. No eixo das abscissas estão descritas as tarefas em ordem de valor decrescente. No eixo das ordenadas o valor do pico está em %CVM.

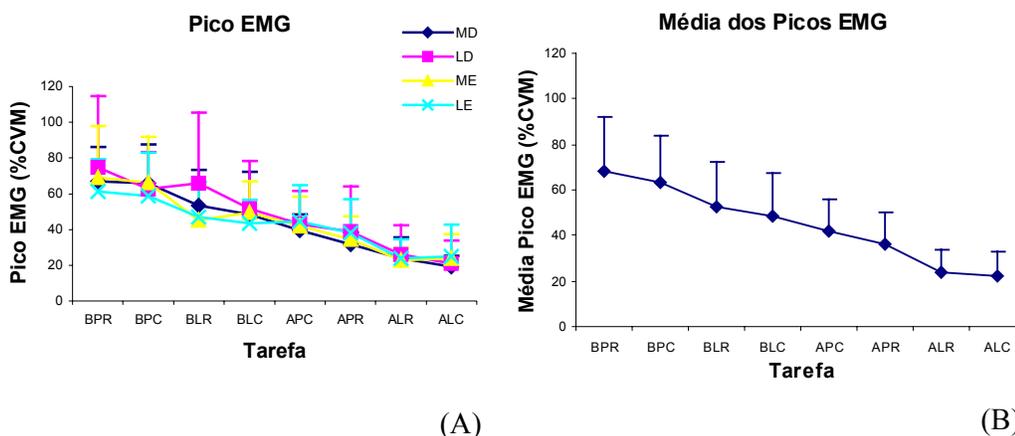


Figura 11 - Médias e desvios-padrões do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar. Em (A) média e desvio padrão da ativação eletromiográfica dorso-lombar nos diferentes segmentos musculares estudados. Em (B) médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar.

Diferente do que ocorreu na IM, em que o coeficiente de variação foi maior na tarefa BPR, no PA a tarefa BLR foi a que apresentou maior coeficiente de variação.

A Figura 11 (B) apresenta a média e os desvios-padrões dos PA. A tarefa BPR ($68 \pm 9,8$), como em todas as variáveis estudadas, foi a que apresentou maior valor de pico, e a de menor valor foi a ALC ($22 \pm 3,7$), tendo havido diferença significativa entre elas. As tarefas que obtiveram maiores valores foram as de altura baixa, apresentando uma seqüência em que os mais pesados (BPR e BPC) são os que tiveram pico maior. Este fato também ocorreu na altura alta, em que os valores maiores foram correspondentes às cargas mais pesadas (APR e APC).

Em todas as tarefas, os valores de pico foram maiores que o dobro dos valores do IM. Em relação à exigência músculo-esquelética, um valor de pico alto em um instante de tempo pequeno pode representar sobrecarga nas estruturas envolvidas, assim como um estímulo de baixa intensidade repetido várias vezes, ou mantido por muito tempo, também. (LARIVIÈRE *et al.*, 2002).

A Tabela 9 apresenta as diferenças estatísticas entre as tarefas.

Tabela 9 - Comparação entre as médias de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar entre as diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$.

BPR	BPC	BLR	BLC	APC	APR	ALR	ALC
					BPR	BPR	BPR
					BPC	BPC	BPC
						BLR	BLR
APR	APR						
ALR	ALR	ALR					
ALC	ALC	ALC					

Os valores de PA não apresentaram a mesma ordem da IM. Separando por altura, as tarefas que tiveram os pesos mais pesados apresentaram valores de pico maior. Tanto na IM quanto no PA, a tarefa BPR e a APC apresentaram os maiores valores.

Os valores de PA foram praticamente os mesmos na tarefa de altura baixa (BPR: $68 \pm 9,8$; BPC: $63 \pm 6,6$; BLR: $53 \pm 6,8$; BLC: $48 \pm 5,0$) tanto no movimento de retirar (BPR e BLR) como no de colocar (BPC e BLC), sendo um pouco menores com o peso leve (BLR e BLC), não apresentando diferença significativa entre elas. Estes dados não estão de acordo com os de Kumar & Davis (1983), que, analisando estes dois movimentos, encontraram um pico de

ativação eletromiográfica com valores maiores no movimento de retirar a carga do chão do que no de colocar.

A tarefa BLC ($48 \pm 5,0$) foi a que apresentou menor valor na altura baixa, e a APC ($42 \pm 7,0$) a que apresentou maior valor na altura alta. Analisando os gráficos da Figura 11, para a variável PA há uma tendência de que as tarefas BLC e APC sejam as de transição entre uma altura e outra, e, além disso, elas não apresentaram diferença significativa em relação às tarefas estudadas. Em uma análise comparativa com o IM, a tarefa APC também foi considerada a de transição, só apresentando diferença em relação ao IM com a tarefa BPR. Segundo estes achados, não há diferença em relação PA, no nível estudado (T12-L1), entre colocar uma carga pesada que se encontra acima do nível dos olhos e manusear uma carga, leve ou pesada, colocando-a ou retirando-a do chão.

4.3 PICO DE FORÇA ARTICULAR

A Tabela 10 apresenta os valores de pico FA em ordem decrescente, dados referentes a Figura 12. A tarefa que apresentou maior valor médio de pico de FA foi a BPR ($63 \pm 5,4$), e a que apresentou menor foi a ALC ($45 \pm 7,0$), com diferença significativa entre elas. Estes valores extremos foram exatamente a mesma ordem do PA. Porém fazendo-se uma análise nas tarefas de altura alta, o fator movimento parece ter sido responsável pela ordenação uma vez que os movimentos de retirar atingiram picos maiores.

Tabela 10 - Médias e desvios-padrões dos picos de força articular nas diferentes tarefas, onde FmáxT (força articular máxima do tornozelo); FmáxJ (força articular máxima no joelho) e FmáxQ (força articular máxima no quadril).

	BPR	BLC	BLR	BPC	ALR	APR	APC	ALC
FmáxT	67 (± 7,2)	64 (± 5,5)	63 (± 6,5)	61 (± 4,9)	57 (± 4,9)	54 (± 8,3)	51 (± 6,3)	51 (± 6,3)
FmáxJ	64 (± 7,1)	60 (± 5,7)	59 (± 6,2)	57 (± 4,8)	53 (± 5,1)	51 (± 8,3)	47 (± 6,4)	47 (± 6,5)
FmáxQ	57 (± 7,7)	51 (± 5,7)	50 (± 5,8)	50 (± 5,6)	43 (± 5,2)	42 (± 8,3)	38 (± 6,5)	37 (± 6,5)

A Figura 12 apresenta a distribuição das médias e desvios-padrões dos picos de força articular nas diferentes tarefas. No eixo das abscissas estão descritas as tarefas em ordem de valor decrescente, em que o maior valor de pico foi na tarefa BPR, e o menor no ALC. Os picos de FA foram maiores no tornozelo, seguidos pelo joelho, em seguida pelo quadril. A ordem das tarefas não é a mesma do IM e PA.

Diferente do ocorrido no IM e no PA, em que nem todas as médias de ativação dos quatro músculos analisadas (Tabela 13 e 14, Anexo C) apresentaram a mesma seqüência de valor decrescente em relação aos valores encontrados no IM (Tabela 5), nos picos de força articular do tornozelo, joelho e quadril, houve uma seqüência em relação ao valor decrescente das médias.

Em comum com a ordem decrescente dos valores do IM e PA, todas as tarefas de altura baixa apresentaram a mesma ordem, não apresentando diferença estatística entre elas.

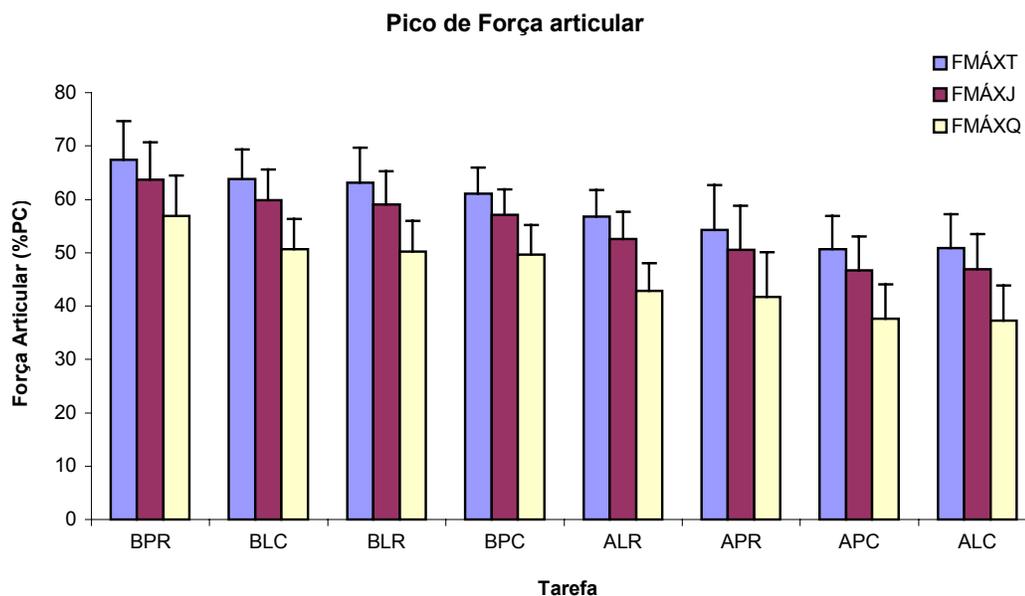


Figura 12 - Médias e desvios-padrões dos picos de força articular nas diferentes tarefas, onde %PC corresponde a massa do participante mais a massa da caixa.

Em todas as situações o pico de FA apresentou um padrão em que os valores foram maiores no tornozelo ($59 \pm 6,3$), seguidos pelo joelho ($55 \pm 6,3$) e depois pelo quadril ($46 \pm 7,0$). Estes dados estão de acordo com os encontrados no estudo de Loss (2001), em que foi avaliado o pico de FA em diversas situações. No resultado encontrado, obtido por meio da dinâmica inversa, na tarefa de agachamento, também prevaleceu a mesma ordem encontrada no presente estudo para os picos de FA dos 10 participantes. As diferenças entre o estudo de Loss (2001) e o presente trabalho foram que, naquele, os participantes executavam o exercício de agachamento com máxima flexão de joelho e quadril, com comando, sem carga, enquanto que neste era uma tarefa com estilo livre manuseando cargas consideradas uma leve e outra pesada.

A Figura 13 apresenta a variação dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril no instante do pico de FA. No eixo das abscissas estão descritas as tarefas por ordem decrescente de pico de FA. No eixo das ordenadas estão os valores dos ângulos em graus. Visando a uma comparação, no gráfico a primeira situação apresenta os ângulos na postura ortostática.

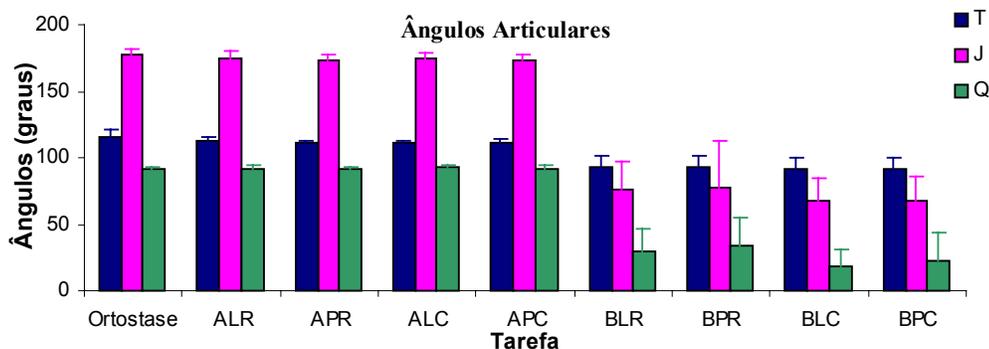


Figura 13 - Ângulos articulares no instante do pico de FA, onde (T) tornozelo, (J) joelho e (Q) quadril.

Na postura ortostática, as médias dos ângulos articulares foram estas: tornozelo ($115^{\circ} \pm 6$), joelho ($177^{\circ} \pm 4$) e quadril ($92^{\circ} \pm 1$); nas tarefas de altura alta: tornozelo ($111^{\circ} \pm 0,5$), joelho ($174^{\circ} \pm 1,0$) e quadril ($92^{\circ} \pm 0,5$); e nas tarefas de altura baixa: tornozelo ($92^{\circ} \pm 1,0$), joelho ($72^{\circ} \pm 5,6$) e quadril ($26^{\circ} \pm 7,1$). Nas tarefas de altura alta, independente do movimento e da carga, as médias dos ângulos articulares foram semelhantes entre si, sendo também semelhantes às apresentadas na análise ortostática.

A articulação do tornozelo foi a que apresentou valores médios com menor variabilidade, independente da tarefa, sendo a articulação do joelho a que apresentou maior variabilidade

Separando as tarefas de altura baixa por movimento, comparando as médias dos ângulos articulares de BLR com BPR (tornozelo: $93^{\circ} \pm 0,0$, joelho: $77^{\circ} \pm 1,4$, quadril $32^{\circ} \pm 3,5$), e

BLC com BPC (tornozelo: $92^\circ \pm 0,7$, joelho: $68^\circ \pm 0,7$, quadril $20 \pm 2,8$), na média estes ângulos apresentaram um comportamento semelhante, independente da carga.

Separando as tarefas de altura baixa por peso, comparando as médias dos ângulos articulares de BLR com BLC (tornozelo: $93^\circ \pm 0,7$, joelho: $72^\circ \pm 6,4$, quadril $24^\circ \pm 7,8$), e BPR com BPC (tornozelo: $92^\circ \pm 1,4$, joelho: $73^\circ \pm 7,1$, quadril $28^\circ \pm 8,5$), na média estes ângulos apresentaram um comportamento semelhante, independente da carga, porém com uma maior variabilidade, principalmente nas articulações do quadril e joelho.

Em contrapartida, para executar as tarefas na altura baixa, independente do movimento, há um desequilíbrio do corpo para frente (TOUSSAINT *et al.*, 1992). No sentido de manter o equilíbrio nesta tarefa, é necessário um sinergismo muscular, tanto da musculatura dos membros inferiores, relacionados no presente estudo à variável FA, como da musculatura dorso-lombar, no presente estudo relacionado à variável eletromiográfica, ou seja, a exigência músculo-esquelética nesta tarefa seria maior (TOUSSAINT *et al.*, 1997).

Assim como na avaliação eletromiográfica, o pico de FA foi maior na tarefa BPR, porém só houve diferença significativa nesta tarefa nos picos de FA do tornozelo ($67 \pm 7,2$) e joelho ($64 \pm 7,1$) com as três tarefas que apresentaram os valores mais baixos (APR, APC e ALC). Em relação ao pico de FA do quadril ($57 \pm 7,7$), além destas três, houve diferença também da tarefa ALR.

Mesmo tendo sido pequena a variação do ângulo articular do tornozelo, enquanto nas articulações do joelho e quadril a variação foi consideravelmente maior, parece que isto não influenciou o padrão seqüencial do valor de pico FA. Com isso infere-se que o fator que mais influenciou o resultado desta variável tenha sido o próprio peso corporal.

A Tabela 11 apresenta as diferenças estatísticas, com nível de significância $p < 0.05$, em relação à comparação entre as médias de pico de FA no tornozelo, joelho e quadril nas diferentes tarefas. As tarefas estão expostas em ordem decrescente.

Tabela 11 - Comparação entre as médias de pico de força articular no tornozelo, joelho e quadril nas diferentes tarefas. Tarefas na mesma coluna apresentam diferenças estatisticamente significativas, com $p < 0,05$.

	BPR	BLC	BLR	BPC	ALR	APR	APC	ALC
F _{máxT}						BPR	BPR BLC	BPR BLC
	APR							
	APC	APC						
	ALC	ALC						
F _{máxJ}						BPR	BPR BLC	BPR BLC
	APR							
	APC	APC						
	ALC	ALC						
F _{máxQ}					BPR	BPR	BPR BLC	BPR BLC
	ALR							
	APR							
	APC	APC						
	ALC	ALC						

Não houve diferença significativa entre as tarefas BLR e BPC e as demais em relação aos picos de FA nas três articulações. Estas tarefas, como pode ser observado na Tabela 10, apresentaram valores muito semelhantes, principalmente no pico FA do quadril. Pode-se considerar estas duas tarefas como as de transição entre aquelas de maior e menor valor do pico de FA relacionados à altura baixa para esta variável.

A tarefa ALR apresentou diferença em relação ao pico de FA somente no quadril ($43 \pm 5,2$) com a tarefa BPR.

A Figura 14 apresenta as curvas de força de reação do solo e deslocamento da caixa da tarefa de altura baixa com peso pesado no movimento de retirar (BPR), a qual apresentou maiores valores em todas as variáveis. No eixo das abscissas está representado o tempo de coleta (em segundos). No eixo das ordenadas, à direita, estão os dados de posição (em metros), apresentando o deslocamento da caixa, e a esquerda a força de reação do solo (em Newton). Entre as linhas pretas verticais está o tempo de análise, compreendido entre 2.45s e 3.55s, aproximadamente.

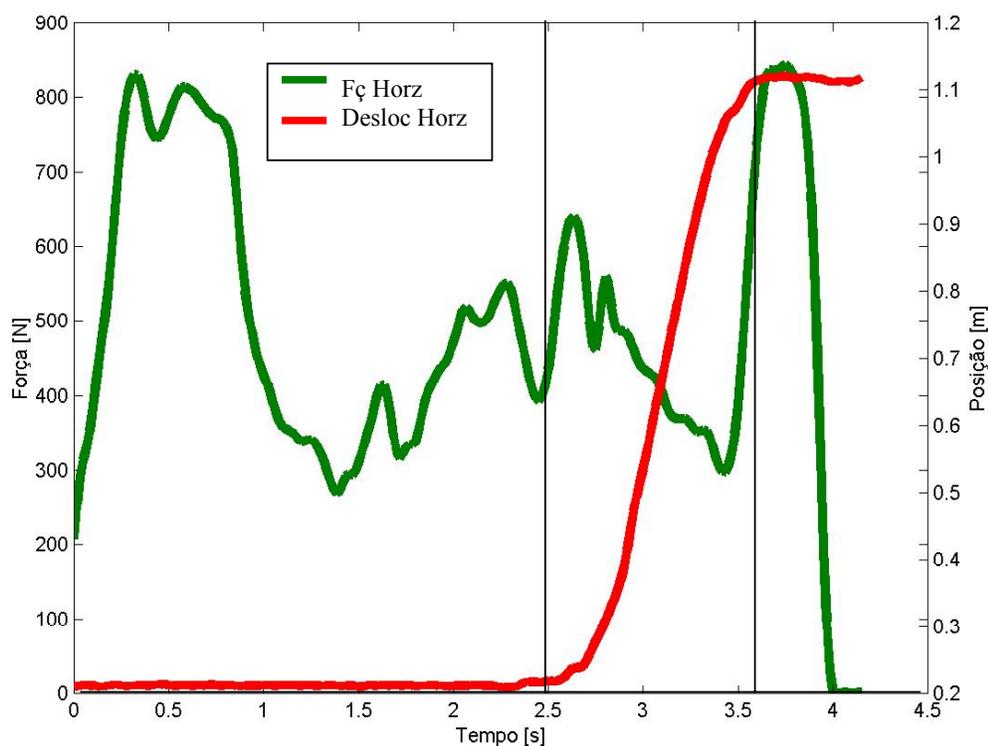


Figura 14 - Curvas de força de reação do solo e deslocamento da caixa na tarefa BPR, onde: Fç horz força horizontal de reação do solo; Desloc Horz deslocamento horizontal da caixa.

Quando o participante executava a tarefa, independente da altura, peso, ou movimento, os maiores valores de pico de FA eram na passada, quando este colocava um pé na plataforma de força, ou seja, quando estava com toda massa corporal em um só pé. Após a distribuição da massa corpórea no solo é que se observou uma modificação em relação à força de reação do solo do membro inferior direito (MID). Loss (2001) encontrou maiores valores de pico na caminhada do que na tarefa de agachamento.

A Figura 15 apresenta as curvas de força de reação do solo da tarefa de altura alta com peso pesado no movimento de colocar (APC).

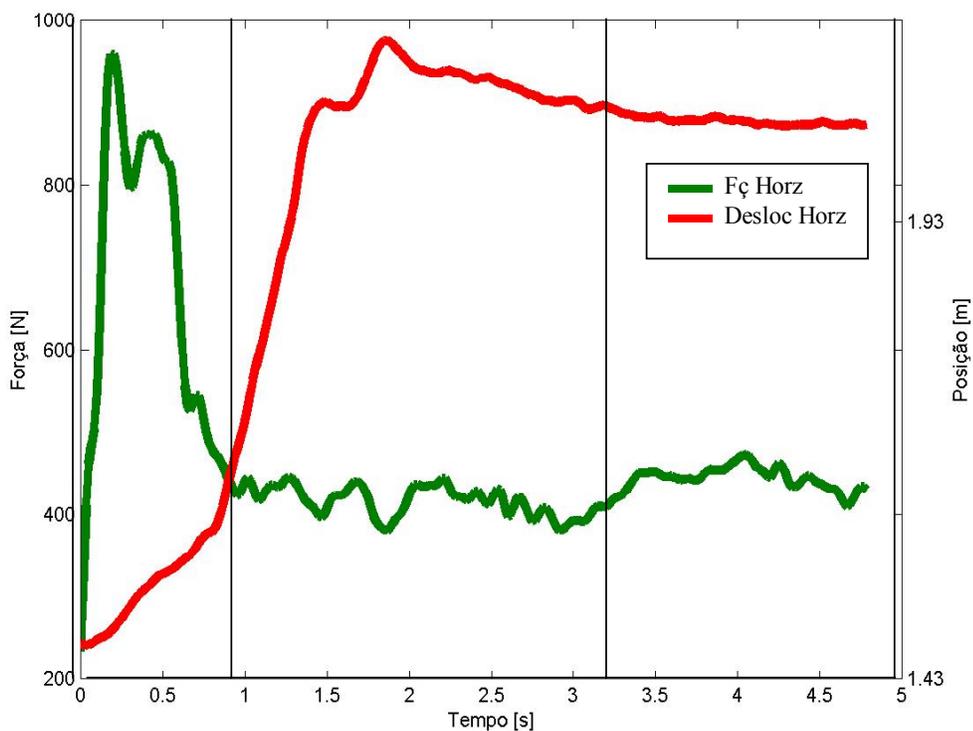


Figura 15 - Curvas de força de reação do solo na tarefa APC e tempo de análise, onde: Horz corresponde a força de reação do solo horizontal, e Vert a força de reação do solo vertical.

No eixo das ordenadas está a força de reação do solo com o sinal tratado (em Newtons). No eixo da abscissa está representado o tempo de coleta (em segundos). Entre as linhas pretas está o tempo de análise da tarefa APC, compreendido entre 0.9s e 2.85s, aproximadamente. Observa-se que antes de o participante iniciar a execução da tarefa é quando aparecem os maiores valores de força de reação do solo, ou seja, quando toda massa corporal está em um pé só. O comportamento da força de reação do solo foi praticamente o mesmo durante todo tempo da tarefa. Embora seja apontado um valor máximo para cada componente da variável força articular, os comportamentos destas forças não apresentaram variações consideráveis ao longo da curva. Este comportamento foi semelhante em todas as tarefas de altura alta.

4.4 ÍNDICE POSTURAL

A Tabela 12 apresenta os valores do Índice Postural nas tarefas de altura baixa. Os valores do IP apresentaram uma distribuição normal, além de uma homogeneidade de variância. Não houve diferença significativa nos IPs entre as tarefas estudadas.

Tabela 12 - Índice Postural dos oito participantes do estudo nas diferentes tarefas, onde (MT) média total e (DP) desvio-padrão.

N	Tarefa				Tarefa			
	BLR	BPR	Média	DP	BLC	BPC	Média	DP
1	0,57	0,63	0,60	0,04	0,59	0,64	0,61	0,04
2	0,61	0,65	0,63	0,03	0,67	0,65	0,66	0,01
3	0,74	0,74	0,74	0,01	0,77	0,79	0,78	0,01
4	0,80	0,77	0,78	0,03	0,84	0,80	0,82	0,03
5	0,79	0,84	0,81	0,04	0,85	0,84	0,84	0,01
6	0,84	0,84	0,84	0,04	0,84	0,92	0,88	0,05
7	0,96	0,90	0,93	0,04	1,06	0,93	1,00	0,09
8	0,74	0,76	0,75	0,02	0,76	0,76	0,76	0,00
MT	0,76	0,76	0,76	0,00	0,80	0,79	0,79	0,01
DP	0,12	0,095	0,11		0,14	0,11	0,12	

O Índice Postural variou na tarefa de retirar: BLR entre 0,57 e 0,96, BPR entre 0,63 e 0,90; e na tarefa de colocar: BLC entre 0,59 e 1,06 e BPC entre 0,94 e 0,93. Após terem sido somados os valores do IP por participante e feitas as médias, os valores variaram entre 0,60 e 0,93 para a tarefa de retirar, e entre 0,61 e 1,00 para a tarefa de colocar. Na tarefa de retirar, os valores médios foram semelhantes (BLR $0,76 \pm 0,12$; BPR $0,76 \pm 0,095$), como também quando somados os IPs dos indivíduos e feita novamente a média ($0,76 \pm 0,11$). Na tarefa de colocar, a média foi $0,79 \pm 0,12$ (BLC $0,80 \pm 0,14$; BPC $0,79 \pm 0,11$).

Não houve diferença entre estes valores em uma análise inter e intragrupo ($p < 0,05$). A média total do movimento de retirar foi $0,76 \pm 0,11$ e no movimento de colocar $0,79 \pm 0,12$.

Não houve diferença significativa entre os Índices Posturais em uma análise feita por indivíduo, ou seja, independente da carga ou do movimento, na situação estudada, o indivíduo não alterava a sua estratégia para manipular a caixa na altura baixa. Estes dados estão de acordo com os encontrados por Burgess-Limerick *et al.* (1995) e Larivière *et al.* (2002).

Burgess-Limerick *et al.* (1995) observaram que a estratégia utilizada pelos participantes do estudo não variava, independente da carga e altura inicial. Larivière *et al.* (2002) utilizando o IP para os movimentos de retirar e colocar a caixa no chão, encontraram também que os indivíduos não apresentaram diferenças significativas numa análise inter e intragrupo.

No entanto Burgess-Limerick & Abernethy (1997) observaram que a postura adotada para levantar a carga variava com o peso da carga, sendo que a maioria dos participantes do estudo adotava uma postura entre agachamento e semi-agachamento para levantar a carga. Porém o valor do peso da carga deste estudo foi consideravelmente maior do que os do estudo citado anteriormente.

Mittal & Malik (1991), em estudo feito com domésticas que trabalhavam manuseando carga observou que quanto maior era o peso desta carga, mais era utilizada uma estratégia de agachamento. Porém para este estudo foi utilizada uma análise qualitativa, ou seja, análise visual.

A média do IP, separado por peso, para as tarefas de pesos leves foi ($0,78 \pm 0,13$) e para as tarefas de peso pesado foi ($0,78 \pm 0,10$). Os valores do IP nas tarefas com a carga mais pesada foram um pouco maior, indicando uma postura mais ainda de agachamento, porém esta diferença não foi significativa.

Um dos fatores que pode ter contribuído para o IP ter sido mais para agachamento pode ser o fato de os participantes possuírem informações prévias a respeito da “melhor forma de se movimentar uma carga”. Larivière *et al.* (2002) relatam o mesmo fato em seu estudo sobre diferentes estratégias adotadas para manuseio de carga com estilo livre, em que também foi usado o Índice Postural, e também foi encontrada uma postura predominantemente de agachamento. Os autores atribuíram este fato a recomendação “manuseio uma carga que está no chão utilizando as pernas, e não a coluna”. Kuorinka *et al.* (1994) em seu trabalho intitulado “manuseio manual de carga em um depósito: a ilusão da correta postura de trabalho”, encontraram uma postura entre o agachamento e a inclinação, chamada na literatura como semi-agachamento ou técnica de levantamento híbrida.

A Figura 16 apresenta a variação dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril e coluna lombar no início das tarefas de colocar e retirar a caixa no chão BLR, BPR, BLC e BPC. No eixo da abscissa estão descritas as tarefas. No eixo das ordenadas estão os valores dos ângulos em graus. Visando a uma comparação, no gráfico a primeira situação apresenta os ângulos na postura ortostática.

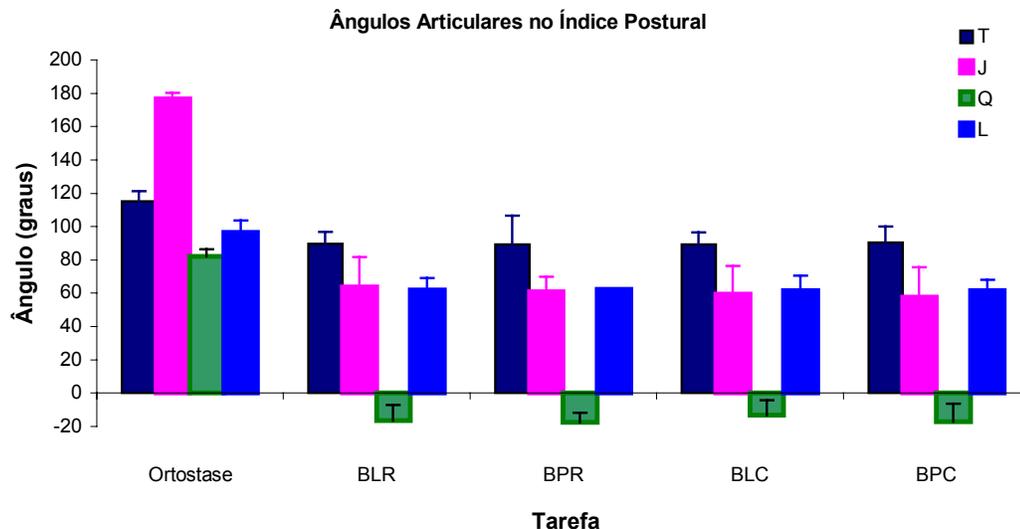


Figura 16 - Variação dos ângulos articulares no Índice Postural, onde (T) ângulo do tornozelo, (J) ângulo do joelho e (Q) ângulo do quadril e (L) ângulo da coluna lombar.

Na postura ortostática as médias dos ângulos foram tornozelo ($115^{\circ} \pm 6,2$), joelho ($177^{\circ} \pm 3,6$), quadril ($82^{\circ} \pm 4,3$) e lombar ($96^{\circ} \pm 7,4$).

O ângulo do tornozelo apresentou um coeficiente de variação considerável na tarefa BPR ($89^{\circ} \pm 17,2$). O ângulo do joelho foi o que apresentou maior variância entre as tarefas, sendo na tarefa BLR ($64^{\circ} \pm 18,1$), BPC ($58^{\circ} \pm 18,0$), BLC ($60^{\circ} \pm 17,0$) e a tarefa de menor variação foi a BPR ($61^{\circ} \pm 8,9$). O ângulo do quadril apresentou valores negativos em todas as tarefas BLR ($-16^{\circ} \pm 9,1$), BPC ($-17^{\circ} \pm 10,5$), BLC ($-13^{\circ} \pm 9,2$) e BPR ($-17^{\circ} \pm 5,7$). O ângulo da coluna lombar apresentou uma variação semelhante em todas as tarefas, sendo na tarefa BPR ($62^{\circ} \pm 5,7$) BLR ($62^{\circ} \pm 7,0$), BPC ($62^{\circ} \pm 6,5$), BLC ($62^{\circ} \pm 8,8$). A média de todos os ângulos

foi respectivamente tornozelo ($90^\circ \pm 7,8$) joelho ($60^\circ \pm 16,5$), quadril ($-16^\circ \pm 9,3$) e lombar ($62^\circ \pm 7,0$).

Burgess-Limerick *et al.* (1995) em seu estudo, concluíram que quanto maior era a carga a ser manipulada, maior era a flexão das articulações do joelho, quadril e lombar, fato que não ocorreu no presente estudo.

Em todas as situações o ângulo do quadril foi negativo. Burgess-Limerick & Abernethy (1997) relataram em seu estudo que isto poderia acontecer quando o quadril apresentasse uma flexão extrema. Comparando a variação dos ângulos do joelho e do quadril, observa-se que os participantes utilizaram mais a flexão do quadril do que a do joelho nas diferentes tarefas. Mesmo com estes resultados em relação aos ângulos articulares, os valores de picos FA foram maiores no joelho do que no quadril. A média do ângulo da coluna lombar foi igual em todas as tarefas (62°).

4.5 ANÁLISE TEMPORAL ENTRE O PICO DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E PICO DE FORÇA ARTICULAR

Não houve uma relação entre as variáveis estudadas com a estatura do participante e a distância que o mesmo deixava para manipular a carga.

As Figuras relacionadas à análise temporal dos PA e ao pico de FA serão expostas consecutivamente, com objetivo de proporcionar uma melhor discussão dos dados. As Tabelas com os valores das Figuras 17 a 20 estão expostas no Anexo D.

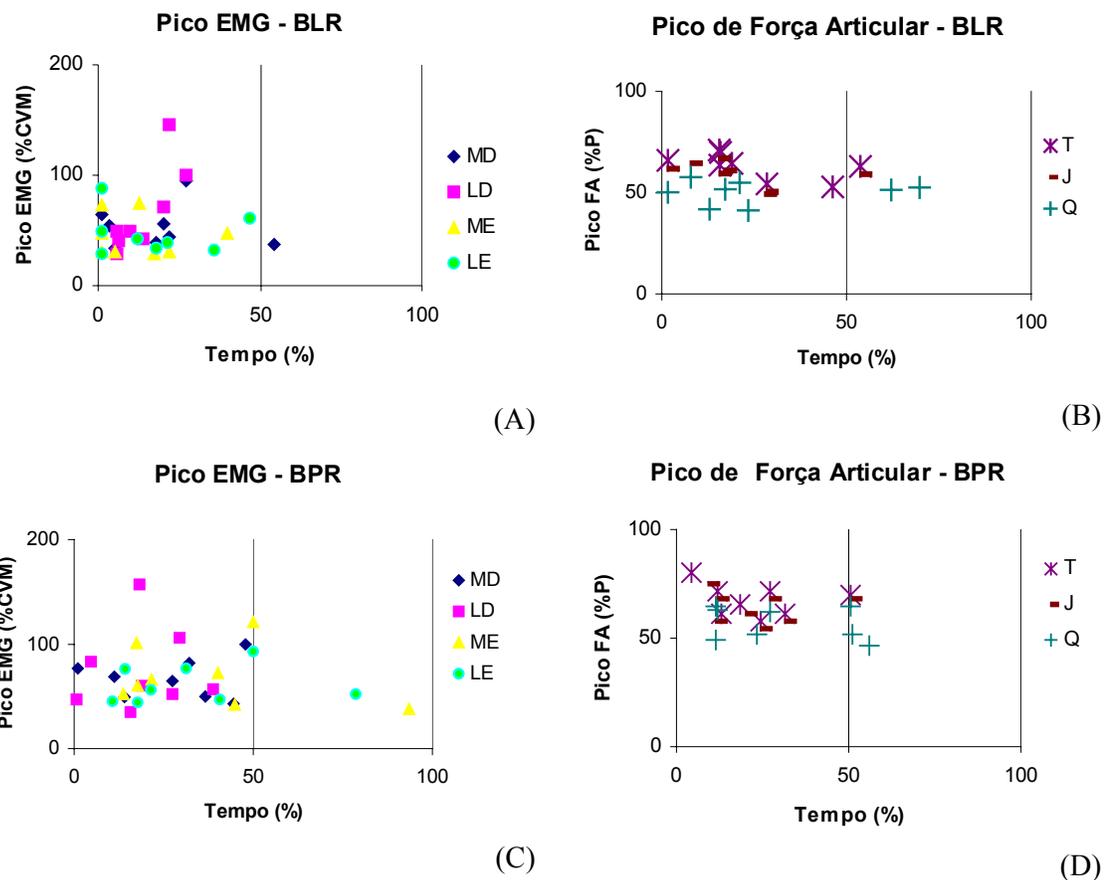


Figura 17 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de retirar (BLR e BPR).

Nota: Onde: (%P) porcentagem da massa corporal do participante mais a massa da carga a ser manipulada, T – pico de força articular no tornozelo; J: pico de força articular no joelho e Q: pico de força articular no quadril.

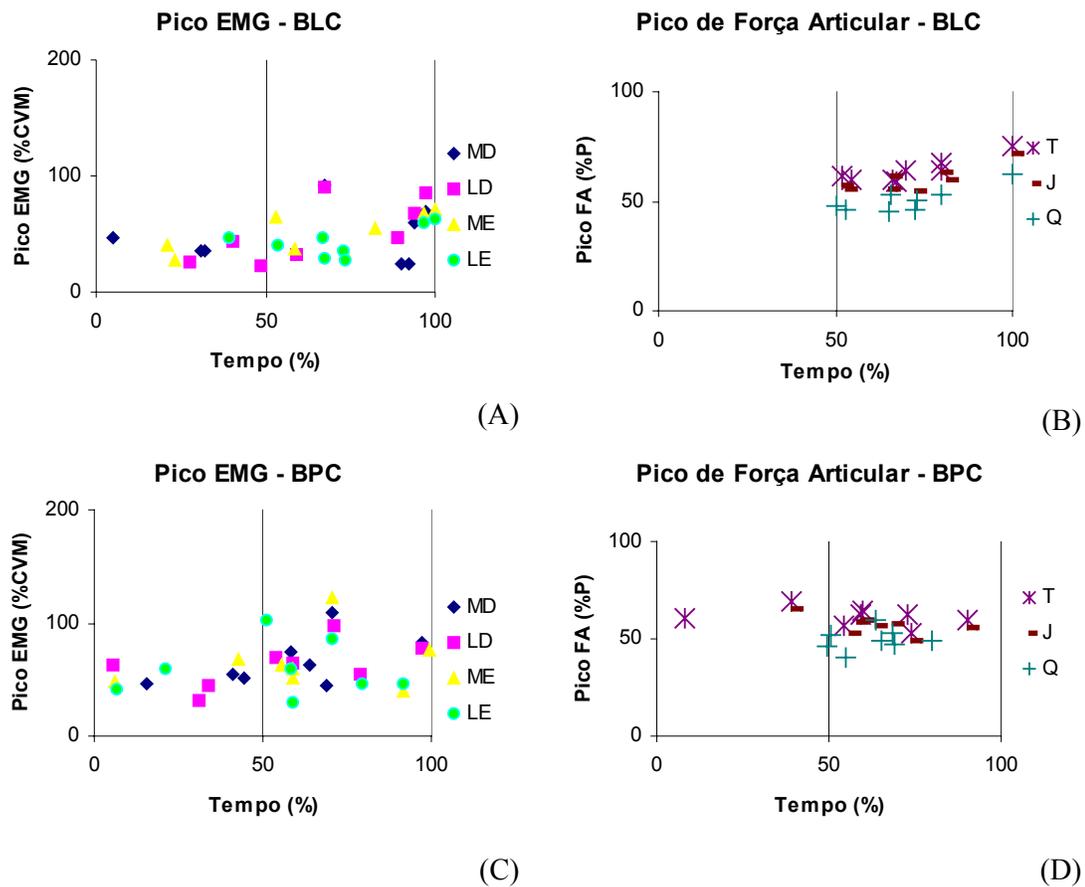


Figura 18 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de colocar (BLC e BPC), onde: (%P) porcentagem da massa corporal do participante mais a massa da carga a ser manipulada, T – pico de força articular no tornozelo; J: pico de força articular no joelho e Q: pico de força articular no quadril.

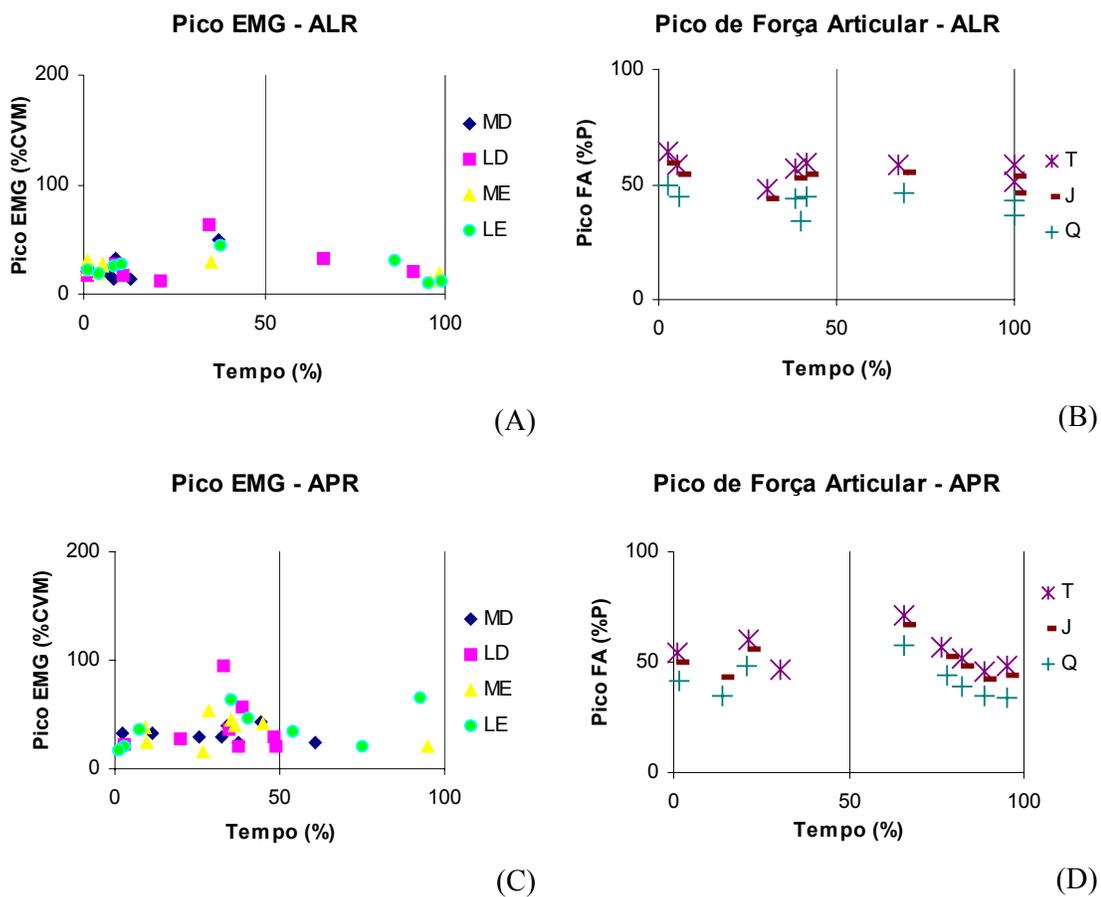


Figura 19 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorsolombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura alta com o movimento de retirar (ALR e APR).

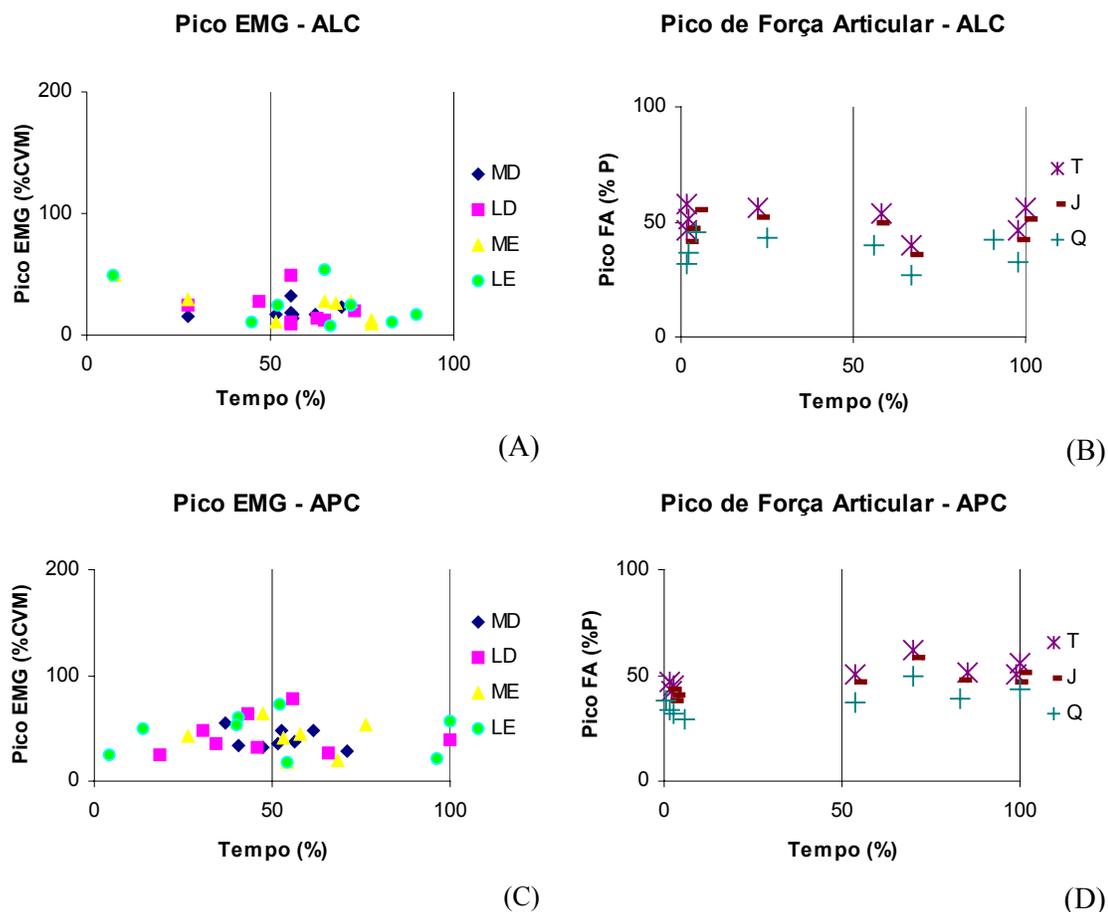


Figura 20 - Representação temporal dos instantes de Pico de Ativação Eletromiográfica Dorsolombar e o Pico de Força Articular nas tarefas de altura baixa com o movimento de colocar (ALC e APC).

A Figura 17 apresenta uma relação temporal do instante do PA e pico FA nas tarefas de altura baixa com o movimento de retirar de cada indivíduo. Para normalização do tempo de análise dos dados com os picos de ativação eletromiográfica e os picos de força articular, os valores foram colocados em porcentagem de tempo de cada tarefa.

Com o movimento de retirar, os picos de FA e os PA ocorreram, em sua maioria, na primeira metade do movimento, apresentando-se na tarefa BLR mais concentrados nos 30%

iniciais do tempo de análise. Nestes espaços temporais, as articulações estavam em uma flexão quase máxima, como pode ser observado na Figura 13.

Embora os picos de FA e PA na tarefa BPR tenham tido valores maiores do que nas outras tarefas, estes resultados apresentaram uma diferença significativa só com tarefas de altura alta.

Todos os participantes ficavam na ponta dos pés quando executavam a tarefa de altura baixa, ou seja, para este movimento há uma exigência do sistema muscular para manter o equilíbrio. Isto poderia justificar porque a força articular foi maior no tornozelo em todas as situações; além disso, ela é a articulação onde está apoiado todo peso corporal.

Em média, o pico de FA no quadril ultrapassou os 50% do peso corporal somente nas tarefas de altura baixa, sendo maior no BPR. Já as articulações do tornozelo e do joelho apresentaram valores acima de 50%PC, sendo também maiores nas tarefas de altura baixa, principalmente no BPR. O PA também foi mais acentuado na tarefa BPR, assim como o IM durante o tempo analisado. São muitos os estudos que avaliam o levantamento de carga. Com os resultados do presente estudo esta situação, principalmente com a carga mais pesada, apresentou-se como a mais prejudicial. Com o objetivo principal de prevenir a dor lombar, treinos de técnicas de levantamento são usados, porém um efeito saudável não tem sido totalmente provado (DIEËN *et al.*, 1999). Neste sentido, a abordagem do treinamento como solução única para esses problemas é equivocada (GOMES, 1992).

Toussaint *et al.* (1997) analisando as posturas de agachamento e inclinação no levantamento de carga, utilizando a técnica de dinâmica inversa na coluna, concluíram que o valor de força de reação do solo foi maior no levantamento agachado. Como o objetivo do

presente estudo foi avaliar o estilo livre de manuseio de carga, utilizando o IP, observou-se que todos os participantes tiveram uma postura predominantemente de agachamento. Isto pode justificar por que não houve diferença estatisticamente significativa em relação ao pico de FA nas tarefas de altura baixa.

Para a execução da tarefa, há a necessidade de uma coordenação intermuscular, em que as atividades dos músculos do membro inferior para levantar uma carga são associadas com a contração muscular para realizar o movimento e a necessidade de equilibrar-se (TOUSSAINT *et al.*, 1992). Na postura de agachamento, a qual predominou no presente estudo, altos níveis de ativação dos flexores do joelho (gastrocnêmio, bíceps femural, semitendinoso) e baixos níveis de atividade para os extensores de joelho são observados. No quadril há uma ativação dos extensores (LOOZE *et al.*, 1993).

A Figura 18 apresenta uma relação temporal do instante do PA e pico FA nas tarefas de altura baixa com o movimento de colocar.

Os picos de FA e os PA, principalmente, ocorreram, em sua maioria, na segunda metade do movimento, apresentando uma maior homogeneidade nos valores de pico de FA. Embora estas tarefas também tenham apresentados valores de picos de FA e PA maiores do que nas tarefas de altura alta, estes resultados apresentaram uma diferença significativa só em relação às tarefas de altura alta.

Looze *et al.* (1993), em seu estudo, analisaram o torque nas articulações do tornozelo, joelho, quadril e articulação lombossacra (L5-S1), ao ser colocada e retirada uma carga do chão, com as técnicas de inclinação e agachamento. Este estudo também fez uma análise temporal. Os resultados revelaram que, independente da técnica, o comportamento do torque

ao retirar a carga foi similar ao perfil do torque ao colocar a carga no chão, porém com o período temporal ao contrário. Estes achados vão ao encontro dos resultados do presente estudo, em que o perfil do pico de FA concentrou-se predominantemente nos primeiros 50% do tempo no movimento de retirar, e nos últimos 50% do tempo no movimento de colocar. Em relação ao mecanismo de força articular, os autores concluíram que pode ser assumido que o risco de lesão nas tarefas de colocar uma carga no chão está localizado nos músculos envolvidos neste movimento e suas inserções.

Looze *et al.* (1993), no mesmo estudo supracitado, apresentaram resultados diferentes do presente estudo em relação ao PA, já que, em seu estudo, a ativação foi menor ao colocar a carga no chão. A diferença em relação a ativação muscular nestes dois movimentos pode ser devido ao tipo de ação muscular envolvida, ou concêntrica ou excêntrica. Para dar uma máxima tensão, um baixo sinal de EMG é encontrado durante a contração excêntrica comparada com a concêntrica. Komi (1973) em seu estudo sobre os tipos de contração excêntrica e concêntrica, comparando movimentos realizados na mesma velocidade e com uma mesma carga, o sinal eletromiográfico na contração concêntrica foi maior do que na excêntrica, porém sem diferença significativa. Isto pode ocorrer devido aos mecanismos envolvidos nesses dois tipos de contração serem diferentes, em que na concêntrica há uma tendência de um maior número de unidades motoras estarem envolvidas no movimento, enquanto que na excêntrica os componentes do músculo mais envolvidos são os elásticos.

As diferenças entre os mecanismos de força de compressão articular entre as tarefas de manipular cargas colocando-as ou retirando-as de um local podem estar associadas com diferenças na postura estática do corpo (ortostase) e com fatores dinâmicos, ou seja, como é executado o movimento (FREIVALDS *et al.*, 1984), assim como também o tipo postural do

indivíduo. Outro fator pode ser uma diferença na coordenação intermuscular entre as tarefas de levantar e abaixar, pois para executar o movimento são associados diferentes padrões de coordenação envolvendo diferentes níveis de co-contracção de agonistas e antagonistas, e isto pode resultar em diferentes forças de compressão articular (TOUSSAINT *et al.*, 1992). Além disso, a flexibilidade do indivíduo pode limitar ou facilitar a execução das tarefas. Em geral, observa-se que indivíduos mais flexíveis são menos susceptíveis à lesão, porém quando esta flexibilidade é excessiva, é prejudicial.

Em relação aos movimentos de retirar e colocar uma carga em alturas baixas no manuseio manual de carga, Drury *et al.* (1982) encontraram que 52% das tarefas de manuseio manual são de levantamento. Lamonde (1987) refere que duas de cada três lesões músculo-esqueléticas ocorrem durante a colocação da carga no chão. Estudos biomecânicos que quantificam a carga lombar encontraram achados nos quais, comparando os dois movimentos os resultados são variados (de LOOZE *et al.*, 1993; DAVIS, *et al.*, 1998; GAGNON & GAGNON, 1992). Porém estes estudos ou padronizaram a técnica de levantamento (de LOOZE *et al.*, 1993; DAVIS, *et al.*, 1998) ou a velocidade do movimento (de LOOZE *et al.*, 1993; DAVIS, *et al.*, 1998; GAGNON & GAGNON, 1992). Para o controle do efeito destas variáveis, o que não ocorreu no presente estudo. Isto também pode justificar os resultados encontrados não terem apresentado diferença significativa.

Davis *et al.* (1998) avaliaram a carga articular em L5/S1 (força de compressão e cisalhamento) com a EMG durante estes dois movimentos na altura baixa, e encontraram grande força de compressão durante o movimento de colocar comparado com o de retirar e atribuíram parcialmente estas diferenças a co-contracção da musculatura do tronco.

Segundo os achados relacionados a esta análise temporal na altura baixa, verifica-se, então que ao se projetar uma estação de trabalho, deve-se considerar que alturas muito baixas, as quais exigem, considerando somente a postura de agachamento, uma flexão do joelho menor que 90° estarão prejudicando as articulações dos membros inferiores. Os estudos já citados que também analisaram a postura de inclinação, a qual exige uma flexão do tronco à frente, também constaram que o segmento da coluna vertebral é prejudicado. Isto corrobora com Martinez & Loss (2001) quando referem que não há uma postura a qual possa ser considerada ideal, e sim uma menos prejudicial. Aceitar a premissa que o trabalhador se lesa ao manusear carga “porque não sabe executar o movimento corretamente” é, no mínimo, comprometedor.

Os movimentos de retirar ou colocar um objeto no chão são comuns nas atividades diárias, e as vivências com estes movimentos são de grande valia para a comunidade em geral. Porém quando um trabalhador para executar sua função está submetido praticamente todo o tempo a estes movimentos, mesmo que os faça de maneira menos prejudicial, é pouco provável que ao final da sua jornada de trabalho, ou depois de alguns anos de trabalho, ele esteja totalmente saudável.

A Figura 19 apresenta uma relação temporal do instante do PA e pico FA nas tarefas de altura alta com o movimento de retirar. Não houve um padrão no comportamento dos instantes dos PA e picos de FA, o qual ocorreu nas tarefas de altura baixa.

O comportamento dos PA e FA nas tarefas de altura alta foi semelhante. Porém analisando o sinal durante todo tempo de execução da tarefa, os valores de ativação eletromiográfica e o valor de FA praticamente não se modificaram.

Analisando os valores de PA, observou-se que também na tarefa de altura alta, os valores maiores foram com o peso pesado, independente do movimento.

A Figura 20 apresenta uma relação temporal do instante do PA e pico FA nas tarefas de altura alta com o movimento de colocar.

Na tarefa de altura alta, como a variação dos ângulos articulares foi praticamente nula durante o tempo de análise, o comportamento do valor de pico de força articular não variou, ou seja, mesmo tendo um instante de pico de FA, durante toda a análise a FA tem praticamente o mesmo valor, como pode ser observado na Figura 15.

Não houve uma relação entre a postura adotada para executar a tarefa e as variáveis estudadas. Porém, a postura predominante nas tarefas de altura baixa foi o agachamento, e observou-se, como já descrito, que houve uma concentração das respostas estudadas em um tempo específico da tarefa.

5 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste presente estudo por meio da utilização da dinâmica inversa para o cálculo do pico de força articular, mostraram que houve um determinado padrão em todas as situações, independente do movimento, da carga e da altura, sendo os picos de força articular maiores no tornozelo, seguidos pela articulação do joelho e do quadril. Complementarmente, os resultados estão conforme as expectativas teóricas, sugerindo que esta metodologia da dinâmica inversa foi adequada para o tratamento deste tipo de situação.

O pico de FA apresentou magnitudes maiores nas tarefas de altura baixa, mostrando-se significativamente diferente de quase todas as tarefas de altura alta, independente do movimento e da carga.

Por outro lado, a tarefa que apresentou maiores valores em todas as variáveis respostas foi a de altura baixa com peso pesado no movimento de retirar, mostrando diferença significativa de quase todas as tarefas de altura alta.

Durante o manuseio de carga nas tarefas de altura baixa, o instante do pico de força articular ocorreu quando o joelho e o quadril estavam quase em flexão máxima e o tornozelo em dorsi-flexão. Infere-se, então, que as articulações estudadas podem estar mais suscetíveis a

lesões nestes espaços temporais ao se manusearem cargas que se encontram ao nível do chão. É importante ressaltar que a amostra foi composta predominantemente por pessoas fisicamente ativas. Talvez se os participantes da pesquisa fossem trabalhadores de chão de fábrica isso não ocorresse devido ao sedentarismo desta população.

Não houve uma relação entre a postura adotada para executar a tarefa e a ativação eletromiográfica e o pico de força intra-articular. A amostra apresentou uma postura predominantemente de agachamento.

Em uma análise temporal, os instantes do pico de ativação eletromiográfica e do pico de FA nas tarefas de altura baixa coincidiram, sendo mais concentrados nos primeiros 50% do tempo retirando, e nos últimos 50% colocando a caixa. Isto sugere que nesta situação as estruturas articulares e a coluna dorso-lombar são exigidas neste espaço temporal com maior magnitude.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros, visto que o tema sobre o manuseio de carga é vasto, ainda pode-se investigar algumas questões. Então se sugere o seguinte:

- Verificar as respostas das variáveis estudadas com alturas intermediárias, assim como também alterar as cargas manipuladas;
- Havendo a possibilidade de duas plataformas de força, estudar as variáveis respostas fazendo uma relação entre ativação eletromiográfica dorso-lombar e as articulações dos dois membros inferiores;
- O protocolo aqui apresentado também pode ser utilizado para avaliar o manuseio de carga assimétrico;
- Alguns estudos, principalmente relacionados à prevenção de lesões, são a favor de treinos para manuseio de carga, com o objetivo de diminuir a força intra-articular nas articulações e, principalmente, proteger a coluna. Pode-se executar o presente protocolo antes e após um experimento com treino de manuseio, com objetivo de

avaliar quantitativamente se este “aprendizado” realmente diminui as chances de lesão;

- Continuando com a mesma idéia supracitada, alguns estudos sugerem que um ensino dos princípios que envolvem o manuseio de carga, fazendo com que o indivíduo descubra a melhor maneira de agir é mais apropriado do que simplesmente prescrever instruções sobre “a melhor maneira de manusear uma carga”. Então, é possível fazer um estudo experimental com este objetivo e comparar as respostas das variáveis aqui estudadas;
- Visando continuar explorando as respostas corporais no manuseio manual de carga quantitativamente, é interessante investigar se a flexibilidade e o tipo postural do participante influenciam as estratégias e as variáveis respostas estudadas na presente dissertação;
- Utilizar a técnica da dinâmica inversa para analisar a força articular no seguimento da coluna vertebral.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, M.A.; GREEN, T.P. The strengt in anterior bending of lumbar intervertebral discs, *Spine*, 19(19):2197-203, 1994.
- ANDREWS, J.G. Biomechanical analysis of human motion. *Kinesiology*. (IV): 32-42, 1974.
- ANDREWS, J.G.; HAY, J.G. Biomechanical considerations in the modeling of muscle function. *Acta Morphol Neerl-Scand*. 21:199-223, 1983.
- AYOUB, M.M.; MITAL, A. Manual materials handling. In: BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B.; NEAL, R.; KIPPERS, V. Self-selected manual lifting technique: funcional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors*, 37(2), 395-411, 1995.
- BASMAJIAN, J.; De LUCA, C. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. In: CORREIA, P. P.; SANTOS, P. M. & VELOSO, A *Electromiografia. Fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento. Aplicações cinesiológicas*. Lisboa: FMH, 1993.
- BENDIX, T.; EID, S. E. The distance between the load and the body with three bimanual lifting techniques. *Applied ergonomics*, 14, 185-192. 1983.
- BOJADSEN, TWA.; AMADIO, AC.; SILVA, ES.; RODRIGUES JR.; AJ. Estudo anatômico e funcional dos músculos multifidos na coluna lombar e torácica. *Anais VII Congresso brasileiro de biomecânica*, Florianópolis, 1999.
- BRINCKMANN, P.; BIGGEMAN, M.; HILWEG, D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine*, 14(6):606-610, Jun, 1989.
- BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B.; NEAL, R. Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91-94, 1993.
- BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B.; NEAL, R.; KIPPERS, V. Self-selected manual lifting technique: functional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors*, 37(2), 395-411, 1995.

- BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Toward a quantitative definition of manual lifting postures. *Human Factors* 39:141-8, 1997.
- BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Effect of load distance on self-selected manual lifting technique. *International Journal of industrial ergonomics*, 22, 367-372. 1998.
- BUSECK, M.; SCHIPPLEIN, O.; ANDERSSON, GBJ, ANDRIACCHI, TP. Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting. *Spine*, 13:918-21, 1988.
- BUSH-JOSEPH, C. SCHIPPLEIN, O. ANDERSSON, G. B. J., ANDRIACCHI T. P. influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. *Ergonomics*, 31 (2), 1988.
- CANDOTTI, C. T. *Efeitos de um programa de relaxamento muscular na dor lombar de atletas de Ginástica Rítma Desportiva: um estudo eletromiográfico*. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós Graduação em Ciência do Movimento Humano, UFRGS, Brasil, 1997.
- CHAFFIN D. B., PAGE, G.B. Postural effects on biomechanical and psychophysical weight-lifting limits. *Ergonomics*, 37 (4):663-76, 1994.
- CHAFFIN, D. B.; PARK, K. S. A longitudinal study of low back pain as associated with occupational weight lifting factors. In: DIEËN J. H. V.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14, 1999.
- CLAUSER C. E., MCCONVILLE J. T.; YOUNG J. W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical Report*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- COOK, J. M.; NEUMANN, D. A. The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscle during carrying by men and woman. *Ergonomics*, 30, 1987.
- CORREIA, P. P.; SANTOS, P. M. & VELOSO, A. *Electromiografia. Fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento. Aplicações cinesiológicas*. Lisboa: FMH, 1993.
- DAVIS, K. G.; MARRAS, W.S.; WATERS, T. R. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics*. 41(8):1155-68.1998.
- DAVIS, P. R. Posture of the trunk during the lifting of weights. In: DIEËN J. H. v.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14, 1999.
- DAVIS, P. R. The mechanics and movements of the back in working situations. *Physiotherapy*, 53, 44-47. 1967.
- De LUCA, C. J. Use of the surface EMG Signal for Performance Evaluation of Back Muscles. *Muscle & nerve*, v.16, p.210-216, 1993.

- De LUCA, C. J. Use of the surface eletromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.* 13:135-163, 1997.
- DEMPSTER, W. T. Space Reuiments of the seated operator. *WADC Technical Report (TR-55-159)*. Wright-Patterson Air Force Base – Ohio, 1955
- DIEËN J. H. v.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14, 1999.
- DIEËN, J.H. v.; VISSER, B. Estimating net lumbar sagittal plane moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(5):309-305, Oct, 1999.
- DRURY, C. G.; LAW, C. H.; PAWENSKI, C. S. Asurvey of industrial box handling. *Human Factors*. 24(5):553 – 565, 1982.
- DOLAN, P.; ADAMS, A.M. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spine muscles during bending and lifting activities. *J Biomechanics*, 26(4):513-522, 1993.
- EBENBICHLER, G. R.; BONATO, P.; ROY, S. H.; LEHR, S.; POSCH, M.; KOLLMITZER, J.; DELLA, CROCE, U. Reliability of EMG time-frequency measures of fatigue during repetitive lifting. *Med Sci Sport Exer*, 34 (8):1316-1323, Aug, 2002.
- ENG J.J.; WINTER, D.A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech*, 28(6):753-758, 1995.
- FATHALLAH, F.; MARRAS, WS.; PARNIANPOUR, M. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. *Spine*, 23(6):706-16, 1998.
- FERDJALLAH, M; WERTSCH, J.J.; SHAKER, R. Spectral analysis of surface electromyography (EMG) of upper esophageal sphincter-opening muscles during head lift exercise. *J Rehabil Res Dev*, 37(3):335-40, May-Jun, 2000.
- FERNANDES FILHO, J. *A prática da avaliação física: testes, medidas e avaliação física em escolares, atletas e academias de ginástica*. Rio de Janeiro: Shape, 1999.
- FREIVALDS, A.; Chaffin, D.B.; Garg, A.; Lee, K.S. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J. Biomechanics*, 1984 17, 251-262.
- GAGNON, D.; GAGNON, M. The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering. *J. Biomech*, 1992; 25:891-901, 1992.
- GAGNON, M; SMYTH, G. Biomechanical exploration on dynamic modes of lifting. *Ergonomics*, 35(3), 329-345, 1992.
- GARG, A.; SHARMA, D.; CHAFFIN, D. B.; SCHMIDLER, J. M. Biomechanical stresses as related to motion trajectory of lifting. *Human Factors*, 25:527-539, 1983.

- GARG, A.; SAXENA, V. Effects of lifting frequency and technique on physical fatigue with special reference to psychophysical methodology and metabolic rate. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 40:894-903, 1979.
- GENAIDY, A. M.; ASFOUR, S. S. Effects of frequency and load of lift on endurance time. *Ergonomics*, 32:51-57, 1989.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech*, 30(11-12): 1123-1131, 1997.
- GRANDJEAN, E. *Manual de ergonomia*. Porto Alegre: Bookman, 1998.
- GUIMARÃES, L. B. M. *Ergonomia de produto*. 4.ed. Porto Alegre: PPGEP/UFRGS, 2001. v.1
- GUIMARÃES, L.B.M.; DINIZ, R. Registro de Posturas e avaliação do custo postural. In: GUIMARÃES, LBM. *Ergonomia de produto*. 4.ed. Local: Editora, 2001. v.1, cap.4
- GOMES, V.B. Posturas, movimentos e movimentação manual de materiais: uma abordagem metodológica para aplicação em projetos de ergonomia em eletricidade. www.funcoge.org.br. 2002. Acessado em 20 de abril de 2003.
- GOULD III, J. A. *Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte*. 2.ed. São Paulo: Manole, 1993.
- HEFZY, M. S.; YANG, H. A three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics. *Journal Biomed Eng*, 15(4):289-302, 1993.
- HERRIN, G. B.; JARAIEDI, M.; ANDERSON, C. K. Prediction of overexertion injuries using biomechanical and psychophysical models. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 47:322-30, 1986.
- HETTINGER, T. Schwere Lasten – leicht gehoben. *Herausgegeben vom Bayerischen Staatsministerium für Arbeit, Familie und Sozialordnung*. München, 1991.
- HILDEBRANDT, V. H. Back pain in the working population: prevalence rates in dutch trades and professions. *Ergonomics*, London, 38(6):1283-1298, 1995.
- HOPPENFELD, S. *Propedêutica Ortopédica. Coluna e extremidades*. Rio de Janeiro: Atheneu, 1987.
- IIDA, I. *Ergonomia Projeto e Produção*. São Paulo: Edgard Blücher Ltda., 1990.
- JENSEN, RC. Epidemiology of work-related back pain. *Topics in acute care e trauma rehabilitation*. 2(3):1-15, 1988.
- JUNGHANNS, H. Die Wirbelsäule unter den Einflüssen des täglichen Lebens, der Freizeit, des Sportes: mit einführenden Kapiteln Entwicklung. *Anatomic, Pathologie, Biomechanik*. Stuttgart:Hippokrates-Verlag, 1986.

- KIM, S.; PANDY, M.G. A two-dimensional dynamic model of the human knee joint. *Biomed Sci Instrum*, 29:33-46, 1993.
- KINGMA, I.; DIEËN, J.H.V.; LOOZE, M.P.D.; TOUSSAINT, H.M.; DOLAN, P.; BAKEN, C.T.M. Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. *Journal of biomechanics*, 31(6): 527-34, 1998.
- KIPPERS, V.; PARKER, A.W. Validation of single-segment and three-segment spinal models used to represent lumbar flexion. *Journal of biomechanics*, 22, 67-75, 1989.
- KOMI, P.V. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*. J.E. Desmedt, vol 1, 596-606. Karger, Basel, 1973.
- KUMAR, S.; DAVIS, P. R.; Spinal loading in static and dynamic postures, EMG and intra-abdominal pressure study. *Ergonomics*, 26, 1983.
- KUORINKA, I.; LORTIE, M. GAUTREAU, M. Manual handling in warehouses – the illusion of correct working postures. *Ergonomics*, 37(4):655-661, 1994.
- LAMONDE, F. Analyse des accidents de manutention dans le secteur transport general et entreposage. Doctoral Dissertation. École Polytechnique de Montréal, 1987. *In*: Larivière, C.; Gagnon, D.; Loisel, P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin Biomech*, 17 (2): 89-98, Feb, 2002.
- LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D.; LOISEL, P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin Biomech*, 17(2):89-98, Feb, 2002.
- LEE, Y.H.; KANG, S. H. M. Effect of Belt Pressure and breath held on trunk electromyography. *SPINE*, 27(3):282-290, Feb, 2002.
- LINDBECK, L.; ARBORELIUS, U.P. Inertial effects from single body segments in dynamic analysis of lifting. *Ergonomics*. 34:(4)421-433, 1991.
- LOOZE, M. D. D.; KINGMA, I; BUSSMANN, J. B. J.; TOUSSAINT, H. M. Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clinical Biomechanics*. 7(3):161-169 aug, 1992.
- LOOZE, M. D. D.; TAUSSAINT, H. M.; VAN DIEËN, I. H.; KEMPER, H. C. G. Joint movements and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *Journal of Biomechanics*, 26, 1067-1076. 1993.
- LOOZE, M. D. D.; KINGMA, I, THUNNISSEN, W., WIJK, M. J. V., TOUSSAINT, H. M. The evaluation of a practical biomechanical model estimating lumbar moments in occupational activities. *Ergonomics*, 37(9);1495-502, 1994.
- LOOZE, M. P. Does an asymmetric straddle-legged lifting movement reduce the low-back load? *Human Movement Science*, 17:243-259, 1998.

LOSS, J. F.; GAYA, C. S.; VAZ, M. A. Avaliação do erro de medição em pequenos deslocamentos do sistema Peak Performance (versão 5.3). *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Florianópolis, 1999. p.275-279

LOSS, J. F. *Efeito de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes*. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Brasil, 2001.

LOSS, J. F.; CERVIERI, A.; SOARES, D. P.; SCARRONE, F. F.; ZARO, M. A.; VAN DEN BOGERT, A. J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Revista Brasileira de Ciência do Esporte*, 23(3):93-104, 2002.

MARRAS, W. S.; DAVIS, K. G. Spine loading during assymetric lifting using one versus two hands. *Ergonomics*, 41(6):817-34, 1998.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. *Spine*, 20(21):1440-51, 1995.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of biomechanics*, 30(7):697-703, 1997.

MARRAS, W. S.; LAVENDER, S. A.; LEURGANS, S. E.; FATHALLAH, F. A.; FERGUSON, S. A.; ALLREAD W. G. *et al.* Biomechanical risk factors for occupationally related low-back disorders. *Ergonomic.*, 38(2):377-10, 1995.

MARTINEZ, F.; LOSS, J. F. Biomecânica. In: GUIMARÃES, L. B. M. *Ergonomia de produto*. 4.ed. Porto AlegrePPGEP/UFRGS, 2001. v.1, cap.3

MCKEAN, C. M.; POTVIN, J. R. Effects of a simulated industrial bin on lifting and lowering posture and trunk extensor muscle activity. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28:1-15, 2001.

MERINO, E. A. D. *Efeitos agudos e crônicos causados pelo manuseio e movimentação de cargas no trabalhador*. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Santa Catarina Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, 1996.

MITTAL, M.; MALIK, S.L. Biomechanical evaluation of lift postures in adult Koli female laborers. *Ergonomics*, 34(1):103-108, 1991.

MITTAL, M.; MALIK, S.L. Subjective assessment of lift posture in adult Koli females working at construction sites. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 7:25-29, 1991.

MOUTON, L. J.; HOF, A. L.; JONGH, H. J. D., EISMA, W. H. Influence of postur on the relation between surface eletromyogram amplitude and back muscle moment: consequences for the use of surface electromyogram to measure back load. *Clinical Biomechanics*, n.6, 1991.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure. *Journal of bone and joint surgery*, ano 46, p.1077-92, 1964.

- NIGG, B. M.; HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Toronto: John Wiley & Sons, 1994.
- NOONE, G.; MAZUMDAR, J. Lifting low-lying loads in the sagittal plane. *Ergonomics*, 35:65-92, 1992.
- PARK, K. S.; CHAFFIN, D. B.; A biomechanical evaluation of two methods of manual load lifting. *AIIE Transactions*, 6:105-113, 1974.
- RAMOS, M. *Parâmetros cinemáticos e temporais da habilidade de alcançar para pegar em crianças com desordem coordenativa desenvolvimental (DCD)*. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós Graduação em Ciência do Movimento Humano. UFRGS, Brasil, 2002.
- ROY, S. H.; De LUCA, C.; SYNDER-MACKLER, L.; EMLEY, M. S.; CRENSHAW, R. L.; LYONS, J. P. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v.22, n. 4, p.463-469, 1990.
- RUBY, P.; HULL, M.L. Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *J Biomech.* 26(11):1327-40, Nov, 1993..
- SCHIPPLEIN, O. D.; REINSET, T. E.; ANDERSSON, G. B. J.; LAVENDER, A. S. The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. *Spine*, 20(17):1895-8, 1995.
- SEROUSSI, R. E.; POPE, M. H. The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. *J. Biomechanics*, 20(2):135-146, 1987.
- SOARES, D.; SOUSA, F.; SCARRONE, F.; CARVALHO, J.; VILAS-BOAS, J.; LOSS, J. Força articular e trabalho mecânico muscular em saltos elementares do ballet clássico. *XIII Salão de Iniciação Científica*, Porto Alegre, 2002.
- SODERBERG, G.; KNUTSON, L. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, 80(5):5, 2000.
- STOKES, I.A.F.; RUSH, S.; MOFFROID, M.; JOHNSON, G.B.; HAUGH, L.D. Trunk extensor EMG-torque relationship. *Spine*, 12:770-776, 1989.
- TOUSSAINT, H. M.; van BARR, C. E. LANGEN, P. P.; DE LOOZE, M. P.; van DIEEN, J. H. Coordination of the leg muscle in back and leglift. *J. Biomechanics*, 25:1279-1289, 1992.
- TOUSSAINT, H. M.; COMMISSARIS, D. A. C. M.; BEEK, P. J. Anticipatory postural adjustments in the back and leg lift. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(9):1216-1224, 1997.
- TRAFIMOW, J. H.; SCHIPPLEIN, O. D. M; NOVAK, G. J.; ANDERSSON, G. B. J. The effects of quadriceps fatigue on the techniques of lifting. *Spine*, 18:364-367, 1993.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of human movement*. 2.ed. New York Wiley, 1990.
- WIRHED, R. *Atlas de anatomia do movimento*. São Paulo. Manole, 1986.

VIEIRA, A.; SOUZA, J.L. A moralidade implícita no ideal de verticalidade da postura corporal. *Revista Brasileira de Ciência do Esporte*, 23(3):93-104, 2002

VIEIRA, A.; SOUZA, J.L. Concepção de boa postura dos participantes da Escola Postural da ESEF/UFRGS. *Movimento*. Escola de Educação Física – UFRGS. Volume 8. Número 1. Jan/Abril 2002.

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

Anexos

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre ergonomia, o qual pretende investigar a maneira como você executa o ato de manusear uma carga que se encontra ao nível do chão e ao nível da altura dos olhos. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

Objetivo do Estudo:

Analisar, através da dinâmica inversa, a relação entre o pico de força articular, momento e trabalho mecânico das articulações dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) e, através da eletromiografia, a atividade muscular na coluna lombar durante a atividade de manuseio de cargas.

Procedimentos:

Participar de uma pré-avaliação que consta de uma observação subjetiva a qual o pesquisador responsável analisará a maneira que você levanta uma carga, com o objetivo de classificá-lo em um grupo;

Participar de um exame que consiste em realizar uma contração voluntária máxima (CVM) dos músculos eretores da coluna quando será medida, por meio da eletromiografia (EMG) de superfície, a atividade elétrica destes músculos durante a execução da tarefa. Serão colocados sobre a pele 5 eletrodos, adesivos descartáveis, perpendicularmente ao nível da décima segunda vértebra torácica (T12) e da primeira vértebra lombar (L1) bilateralmente, e um eletrodo de referência na região do osso sacro;

Participar de uma filmagem para uma análise cinemática dos movimentos executados. Para tanto, serão fixadas com adesivos 7 marcas reflexivas no lado direito do corpo nos seguintes pontos:

- A. Cabeça do quinto metatarso;
- B. Maléolo lateral;
- C. Epicôndilo lateral do fêmur;
- D. Trocânter maior do fêmur;
- E. Espinha ilíaca ântero-superior (EIAS);
- F. Espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS);
- G. Processo espinhoso da primeira vértebra torácica (T1);

Será mensurada a estatura, com estadiômetro, a massa corpórea, com uma balança eletrônica, e a envergadura.

Participar do protocolo, que consiste em manusear uma caixa em 8 situações, incluindo as combinações:

- Movimento: retirar e colocar uma caixa em uma prateleira;
- Altura: chão (altura baixa) e ao nível dos olhos (altura alta);
- Carga: 1% (leve) e 10% (pesada) do peso corporal.

Situações:

ALTURA	CARGA	MOVIMENTO
Alta	Leve	Retirar
Alta	Leve	Colocar
Alta	Pesada	Retirar
Alta	Pesada	Colocar
Baixa	Pesada	Retirar
Baixa	Pesada	Colocar
Baixa	Leve	Retirar
Baixa	Leve	Colocar

Todos os procedimentos serão realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, tendo uma duração de aproximadamente 1:30 (uma hora e meia).

Riscos do Estudo:

Para a execução de todas as etapas, é fundamental que o indivíduo não tenha um quadro clínico que envolva dores articulares nos membros superiores, inferiores e/ou na coluna lombar. Desde que se enquadre nesta recomendação, nenhum dos procedimentos da avaliação oferece risco à saúde, tão pouco expõe o indivíduo a situações constrangedoras;

Benefício

Este estudo não oferece benefícios direto aos participantes, entretanto as conclusões advindas deste trabalho poderão contribuir para a prevenção das lesões ocasionadas pelo manuseio de cargas.

Confidencialidade:

Ficarão resguardadas ao pesquisador responsável, e protegidas de revelação não autorizada, o uso das informações recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante.

Novas informações:

A qualquer momento o indivíduo poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Contatos e Questões:

Patrícia Cilene Freitas Sant'Anna

patriciacilene@bol.com.br

(51) 3316-5822; 3330-2835 Celular: 9949-5783

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção

Declaração

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima, e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente da presente pesquisa, bem como autorizo a divulgação dos resultados, desde que devidamente resguardada a minha identidade.

Assinatura: _____

Data: _____

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss
Professor Orientador

Prof. Patrícia Cilene Freitas Sant'Anna
Mestranda

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data: _____
Nome: _____
Data de nascimento: _____ Idade: _____
Sexo: F ^Í M ^Í Profissão: _____
Peso: _____
Estatura: _____ Envergadura: _____

Seqüência:

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____
6. _____
7. _____
8. _____

Filmagem:

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____
6. _____
7. _____
8. _____
9. _____
10. _____
11. _____
12. _____
13. _____
14. _____
15. _____
16. _____
17. _____
18. _____
19. _____

Tabela 13 - Médias e desvios-padrões da Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar das quatro porções musculares estudadas nas diferentes tarefas

	BPR	BLC	BLR	BPC	APC	APR	ALC	ALR
MD (%CVM)	33 (± 9,7)	25 (± 6,3)	24 (± 5,9)	19 (± 5,2)	17 (± 5,8)	14 (± 3,1)	9 (± 2,3)	7 (± 3,0)
LD (%CVM)	34 (± 15,3)	24 (± 7,9)	25 (± 9,8)	19 (± 7,0)	18 (± 9,1)	15 (± 6,2)	8 (± 3,4)	8 (± 3,4)
ME (%CVM)	32 (± 10,4)	25 (± 6,9)	22 (± 6,8)	19 (± 5,3)	18 (± 7,0)	15 (± 5,6)	10 (± 4,1)	8 (± 4,2)
LE (%CVM)	28 (± 8,9)	23 (± 8,3)	20 (± 7,7)	17 (± 5,5)	18 (± 7,7)	15 (± 6,0)	10 (± 5,0)	9 (± 5,1)

Onde MD – porção muscular localizada do lado direito medialmente; LD – porção muscular localizada do lado direito lateralmente; ME – porção muscular localizada do lado esquerdo medialmente; LE – porção muscular localizada do lado esquerdo lateralmente e %CVM porcentagem da contração voluntária máxima.

Tabela 14 - Médias e desvios-padrões dos Picos de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar dos quatro músculos estudados nas diferentes tarefas.

	BPR	BPC	BLR	BLC	APC	APR	ALR	ALC
MD (%CVM)	67 (± 19,3)	66 (± 21,9)	53 (± 19,9)	49 (± 23,6)	39 (± 9,1)	32 (± 6,7)	24 (± 11,8)	19 (± 6,1)
LD (%CVM)	75 (± 40,0)	63 (± 20,5)	66 (± 39,3)	52 (± 26,4)	43 (± 18,8)	39 (± 25,3)	26 (± 16,7)	21 (± 13,0)
ME (%CVM)	69 (± 28,8)	66 (± 25,6)	45 (± 19,3)	50 (± 17,2)	42 (± 16,4)	35 (± 12,9)	23 (± 6,5)	24 (± 13,3)
LE (%CVM)	61 (± 18,3)	59 (± 24,0)	47 (± 19,7)	44 (± 13,3)	44 (± 20,3)	38 (± 18,6)	24 (± 10,7)	25 (± 17,8)

Tabela 15 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BLR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
BLR	1	20	20	16	14	18	3,0
	2	21	40	29	22	28	8,6
	3	17	14	16	16	16	1,3
	4	26	17	22	20	21	3,8
	5	34	39	32	37	35	3,2
	6	22	19	15	11	17	4,8
	7	31	29	28	22	27	3,9
	8	19	22	16	20	19	2,4
IM da Tarefa						23	6,8

Tabela 16 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BLC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
BLC	1	32	35	28	23	30	5,4
	2	17	22	21	14	19	3,7
	3	21	12	18	19	18	3,9
	4	30	22	30	27	27	4,1
	5	31	28	32	37	32	3,7
	6	18	16	15	11	15	3,1
	7	29	32	34	28	31	2,8
	8	20	26	22	26	24	2,9
IM da Tarefa						24	6,6

Tabela 17 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa BPC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
BPC	1	25	28	21	17	23	4,9
	2	10	13	10	10	11	1,6
	3	18	10	18	14	15	3,8
	4	20	15	23	20	19	3,5
	5	25	28	25	27	26	1,4
	6	18	16	15	11	15	2,9
	7	20	25	24	18	22	3,3
	8	14	19	15	21	17	3,3
IM da Tarefa						19	5,0

Tabela 18 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa ALR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
ALR	1	6	5	5	4	5	0,8
	2	6	10	13	15	11	3,9
	3	7	6	5	5	6	1,0
	4	9	6	11	9	9	2,1
	5	14	15	15	18	16	1,7
	6	5	5	4	5	5	0,5
	7	5	8	9	9	8	1,9
	8	7	7	5	6	6	1,0
IM da tarefa						8	3,7

Tabela 19 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa APR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
APR	1	11	10	9	7	9	1,7
	2	14	25	19	21	20	4,6
	3	14	11	10	10	11	1,9
	4	17	11	20	18	17	3,9
	5	19	23	20	21	21	1,7
	6	9	8	7	7	8	1,0
	7	13	16	20	17	17	2,9
	8	14	15	15	19	16	2,2
IM da tarefa						15	4,8

Tabela 20 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa ALC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
ALC	1	7	4	5	4	5	1,4
	2	8	9	15	16	12	4,1
	3	6	4	5	5	5	0,8
	4	11	7	14	10	11	2,9
	5	12	12	11	12	12	0,5
	6	7	5	5	4	5	1,3
	7	8	10	10	9	9	1,0
	8	11	12	11	16	13	2,4
IM da Tarefa						9	3,3

Tabela 21 - Cálculo do Índice Médio de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (IM) da tarefa APC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
APC	1	11	10	8	7	9	1,8
	2	17	23	22	23	21	2,9
	3	16	9	16	12	13	3,4
	4	19	12	22	21	19	4,5
	5	28	34	26	27	29	3,6
	6	9	9	7	7	8	1,2
	7	17	22	22	20	20	2,4
	8	20	23	20	23	22	1,7
IM da Tarefa						18	7,0

Tabela 22 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BLR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
BLR	1	39	43	31	34	37	5,3
	2	44	146	75	61	82	44,8
	3	34	28	28	32	31	3,0
	4	65	40	47	50	51	10,5
	5	56	72	73	88	72	13,1
	6	55	50	31	28	41	13,5
	7	95	100	48	43	72	30,2
	8	38	49	30	39	39	7,8
PA da Tarefa						53	19,4

Tabela 23 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BLC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
BLC	1	92	90	68	60	78	16
	2	25	46	27	35	33	9,5
	3	46	26	37	29	35	9
	4	36	32	65	41	44	15
	5	70	86	71	63	73	9,7
	6	25	23	34	27	27	4,8
	7	59	68	55	46	57	9,1
	8	35	43	40	47	41	5,1
PA da Tarefa						48	18,7

Tabela 24 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa BPC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
BPC	1	109	98	123	86	104	15,8
	2	45	54	63	46	52	8,4
	3	51	31	40	46	42	8,6
	4	54	44	60	59	54	7,3
	5	82	77	76	102	84	12,1
	6	75	65	52	30	56	19,4
	7	63	70	67	59	65	4,8
	8	47	63	48	42	50	9,1
PA da Tarefa						63	20,7

Tabela 25 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa ALR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
ALR	1	24	17	18	12	18	4,9
	2	18	32	31	44	31	10,6
	3	13	12	12	11	12	0,8
	4	20	17	27	26	23	4,8
	5	49	64	29	31	43	16,5
	6	21	17	18	19	19	1,7
	7	14	21	26	27	22	5,9
	8	32	27	22	22	26	4,8
PA da Tarefa						24	9,6

Tabela 26 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa APR.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
APR	1	33	27	24	21	26	5,1
	2	30	94	53	65	61	26,6
	3	29	21	21	21	23	4,0
	4	32	23	38	35	32	6,5
	5	43	57	42	47	47	6,8
	6	24	21	16	18	20	3,5
	7	24	30	39	36	32	6,7
	8	39	37	44	63	46	11,9
PA da Tarefa						36	14,0

Tabela 27 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa ALC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Índice	DP
ALC	1	17	12	11	8	12	3,7
	2	17	20	50	50	34	18,2
	3	14	10	12	11	12	1,7
	4	17	14	26	17	19	5,2
	5	23	27	29	25	26	2,6
	6	18	11	10	11	13	3,7
	7	16	24	27	24	23	4,7
	8	33	49	27	54	41	12,8
PA da Tarefa						22	10,9

Tabela 28 - Cálculo da Média do Pico de Ativação Eletromiográfica Dorso-lombar (PA) da tarefa APC.

Tarefa	N	MD	LD	ME	LE	Pico	DP
APC	1	29	26	20	22	24	4,0
	2	48	77	53	50	57	13,5
	3	36	24	42	25	32	8,7
	4	47	35	64	72	55	16,7
	5	54	64	55	60	58	4,6
	6	31	32	17	17	24	8,4
	7	33	47	41	53	44	8,5
	8	37	39	44	56	44	8,5
PA da Tarefa						42	14,1

Anexo D

Tabelas referentes ao instante do Pico de Ativação Eletromiográfica e o Pico de Força Articular, onde: N – número do participante, %T o tempo em que ocorreu o pico de ativação ou força articular. A unidade da EMG está em %CVM e a de FA está em % da massa corporal do participante mais a massa da caixa.

Tabela 29 - Análise temporal dos Picos de Ativação Eletromiográfica (EMG) e Força Articular (FA) da tarefa BLR.

Tarefa	N	Pico EMG								Pico FA					
		MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
BLR	1	39	18	43	14	31	5	34	18	65	19	61	17	52	17
	2	44	22	146	22	75	12	61	47	54	28	50	28	41	23
	3	34	5	28	6	28	17	32	36	63	54	59	54	53	70
	4	65	1	40	7	47	1	50	1	64	16	60	16	51	62
	5	56	20	72	20	73	1	88	1	70	16	65	8	58	8
	6	55	3	50	10	31	1	28	1	71	15	67	15	55	21
	7	95	27	100	27	48	40	43	12	66	2	62	2	50	2
	8	38	54	49	6	30	22	39	22	53	46	49	28	42	13

Tabela 30 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da tarefa BPR.

Tarefa	N	Pico EMG								Pico FA					
		MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
BPR	1	100	48	106	29	121	50	93	50	70	51	68	51	67	51
	2	82	32	157	18	101	17	77	31	58	24	54	24	46	56
	3	49	14	35	16	52	14	45	11	71	27	68	27	62	27
	4	77	1	47	1	72	40	76	14	61	32	58	32	52	51
	5	43	44	57	39	42	45	47	41	80	4	75	9	65	11
	6	65	27	52	27	60	18	44	18	72	12	68	12	63	12
	7	69	11	60	19	66	22	56	21	66	18	62	20	52	23
	8	50	37	83	5	38	93	52	79	62	13	58	11	50	11

Tabela 31 - Análise temporal picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da tarefa BLC.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
BLC	1	92	67	90	67	68	97	60	97	64	80	60	82	51	73
	2	25	90	46	89	27	23	35	73	60	66	55	65	45	65
	3	46	5	26	28	37	58	29	67	64	70	61	66	53	66
	4	36	32	32	59	65	53	41	54	62	52	57	52	48	50
	5	70	97	86	97	71	100	63	100	75	2	72	100	63	100
	6	25	92	23	48	34	74	27	74	67	80	63	80	53	80
	7	59	94	68	94	55	82	46	39	59	54	55	53	46	53
	8	35	31	43	40	40	21	47	67	59	67	55	72	46	72

Tabela 32 - Análise temporal picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa BPC.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
BPC	1	109	71	98	71	123	71	86	71	60	90	56	90	49	1
	2	45	69	54	79	63	55	46	80	53	74	49	74	41	55
	3	51	44	31	31	40	92	46	92	70	39	66	39	60	64
	4	54	41	44	34	60	59	59	59	62	59	59	58	52	51
	5	82	97	77	97	76	99	102	51	62	73	58	69	52	69
	6	75	59	65	59	52	59	30	59	64	60	60	60	49	65
	7	63	64	70	54	67	43	59	21	57	55	53	56	46	49
	8	47	16	63	5	48	6	42	6	61	65	56	64	47	69

Tabela 33 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa APC.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
APC	1	29	71	26	66	20	68	22	96	56	100	52	100	43	100
	2	48	62	77	56	53	76	50	14	50	54	47	54	38	54
	3	36	51	24	18	42	26	25	4	52	85	48	83	39	83
	4	47	52	35	34	64	47	72	52	62	70	58	70	49	70
	5	54	37	64	43	55	40	60	40	43	2	38	2	29	6
	6	31	48	32	46	17	54	17	54	50	99	47	99	38	1
	7	33	41	47	30	41	53	53	40	47	1	43	1	34	1
	8	37	57	39	100	44	58	56	100	45	3	41	3	32	3

Tabela 34 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa ALC.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
ALC	1	17	56	12	65	11	52	8	66	56	100	52	100	42	91
	2	17	52	20	73	50	7	50	7	54	58	50	57	40	56
	3	14	56	10	56	12	77	11	45	40	67	36	67	27	67
	4	17	62	14	63	26	68	17	90	58	1	55	4	46	4
	5	23	70	27	47	29	28	25	52	51	2	47	2	37	2
	6	18	56	11	56	10	78	11	83	56	22	52	22	43	25
	7	16	28	24	27	27	72	24	72	46	2	42	2	32	2
	8	33	56	49	56	27	65	54	65	46	98	42	98	33	98

Tabela 35 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa APR.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
APR	1	33	11	27	20	24	10	21	3	60	21	56	21	48	21
	2	30	33	94	33	53	28	65	93	52	83	48	83	39	83
	3	29	25	21	49	21	95	21	75	47	30	43	14	34	14
	4	32	2	23	3	38	9	35	54	57	77	53	78	44	78
	5	43	44	57	39	42	45	47	41	48	95	44	95	34	95
	6	24	37	21	37	16	27	18	1	71	66	67	66	58	66
	7	24	61	30	48	39	37	36	7	46	89	43	89	34	89
	8	39	34	37	34	44	35	63	35	54	1	50	1	41	2

Tabela 36 - Análise temporal dos picos de Ativação eletromiográfica (EMG) e força articular (FA) da Tarefa ALR.

Tarefa	Pico EMG									Pico FA					
	N	MD	%T	LD	%T	ME	%T	LE	%T	T	%T	J	%T	Q	%T
ALR	1	24	1	17	1	18	99	12	99	59	5	54	6	44	6
	2	18	7	32	66	31	1	44	38	58	100	54	100	43	100
	3	13	8	12	21	12	96	11	95	51	100	47	100	36	100
	4	20	1	17	11	27	5	26	8	59	67	55	69	47	69
	5	49	37	64	34	29	35	31	86	64	2	60	2	49	2
	6	21	1	17	1	18	4	19	4	59	42	55	42	45	42
	7	14	13	21	91	26	5	27	10	57	39	53	39	44	39
	8	32	9	27	9	22	1	22	1	48	31	44	31	34	40