

UNESP  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
“ JÚLIO DE MESQUITA FILHO ”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

DANIELLE RODRIGUES DE OLIVEIRA

ASPECTOS ERGONÔMICOS DO LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA EM
MULHERES: RELAÇÃO COM EQUAÇÃO DE NIOSH

Guaratinguetá
2014

DANIELLE RODRIGUES DE OLIVEIRA

ASPECTOS ERGONÔMICOS DO LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA EM
MULHERES: RELAÇÃO COM EQUAÇÃO DE NIOSH

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2014

O482a

Oliveira, Danielle Rodrigues de

Aspectos ergonômicos do levantamento manual de carga em mulheres: relação com equação de NIOSH / Danielle Rodrigues de Oliveira – Guaratinguetá : [s.n], 2014.

130 f : il.

Bibliografia: f. 113-122

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Ergonomia 2. Postura humana I. Título

CDU 65.015.11

DANIELLE RODRIGUES DE OLIVEIRA

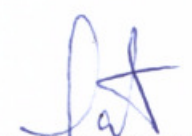
**ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

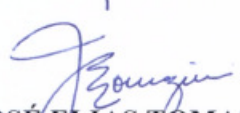
**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Unesp-Feg


Prof. Dr. ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO
FAPI


Prof. Dr. JAYME PEREIRA DE GOUVÊA
UFF

Janeiro de 2014

DADOS CURRICULARES

DANIELLE RODRIGUES DE OLIVEIRA

NASCIMENTO	21.03.1979 – CRUZEIRO / SP
FILIAÇÃO	Lúcia Helena Rodrigues de Oliveira José Leonel de Oliveira
1998/2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté - UNITAU
2003/2004	Curso de Pós-Graduação <i>Lato Sensu</i> em Fisioterapia Pneumofuncional Avançada, na Universidade Castelo Branco – Rio de Janeiro.
2005/2007	Curso de Pós-Graduação <i>Stricto Sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado com área de concentração em Engenharia Biomédica, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2009/2014	Curso de Pós-Graduação <i>Stricto Sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho de modo especial aos meus pais, Leonel e Lúcia, que sempre estiveram ao meu lado dando-me força, carinho, apoio e incentivo para alcançar os meus objetivos. OBRIGADA! Dedico ainda ao meu irmão Luiz Felipe, pelo apoio, amizade e também pela alegria que sempre demonstra com as minhas conquistas acadêmicas.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, que sempre está ao meu lado. Obrigada pelas bênçãos;

ao meu orientador, Prof. Dr. Tamotsu Hirata, pelo incentivo, confiança, empenho, dedicação e disponibilidade durante todo o processo de orientação;

ao Prof. Dr. João Alberto de Oliveira (*in memoriam*), sem o qual essa pesquisa não seria iniciada, mas que, infelizmente, não pôde acompanhá-la até o fim. Saudades;

à amiga e colega de estudos, Glauce Gonzaga Silva, pela parceria, atenção, compreensão, amizade, carinho e positividade, principalmente nas horas em que tudo parecia “impossível e sem solução”;

ao Prof. Dr. José Elias Tomazini e Prof. Marcelo Sampaio Martins, pela participação no exame de qualificação e contribuição para o aprimoramento desta tese;

aos funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da FEG/UNESP: Rose, Elen, Urbano e Walter; em especial ao estagiário Miguel Omena, pela disponibilidade e grande ajuda durante a coleta de dados, e à Lúcia Coelho pela colaboração na formatação deste trabalho.

à amiga, Michelle Mimoso, revisora do texto, pela ajuda e atenção;

aos funcionários da pós-graduação da FEG/UNESP;

às funcionárias da biblioteca da FEG/UNESP, pela dedicação e vontade de ajudar;

aos meus alunos, que, pela vontade de ensiná-los, são a minha motivação para a busca de novos conhecimentos e aprimoramento;

àqueles que engrandeceram este trabalho com disponibilidade e participação ativa, sem os quais não seria possível a realização desta pesquisa;

Enfim, a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para realização deste trabalho.

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

OLIVEIRA, D.R.O. **Aspectos ergonômicos do levantamento manual de carga em mulheres: relação com equação de NIOSH**. 2014. 130 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

Atualmente, as mulheres estão atuando em áreas dentro da indústria, antes ocupadas somente por homens. A equação de NIOSH, amplamente empregada por ergonomistas para estimar as cargas de manipulação com base nos dados estatísticos de trabalhadores, aplica-se a 95% dos homens e 75% das mulheres. O método de avaliação em manipulação de cargas, aplicado nas indústrias, ainda carece de sensibilidade e precisão, uma vez que o movimento humano é bastante complexo e apresenta diferenças individuais no comportamento motor. Este estudo propõe uma nova metodologia para avaliar a manipulação de cargas com base nos dados individuais de antropometria, postura adotada e capacidade máxima de levantamento de carga. A postura foi identificada pela cinemetria 3D, a capacidade de levantamento de carga foi registrada por meio de uma célula de carga, a atividade muscular nos músculos eretores da coluna, longuíssimos e multífidos, foi avaliada por meio da eletromiografia de superfície e as forças internas (força de compressão, força de cisalhamento e momento) no disco intervertebral L5/S1 foram estimadas com base no modelo biomecânico da coluna vertebral de Chaffin, objetivando comparar com os dados apresentados na equação de NIOSH. A amostra compunha-se de 12 participantes, do sexo feminino, idade $25,7 \pm 4,3$ anos, massa de $57,7 \pm 7,0$ kg, altura de $1,6 \pm 0,1$ m e IMC entre 18,5 e 24,9. Os procedimentos de levantamento de cargas foram realizados com uma carga pré-determinada, de acordo com a NIOSH, na altura fixa do chão de 23 cm até a adoção da postura ereta, sem rotação do tronco e com cotovelos fletidos a 90° , sendo a frequência de levantamento relativamente baixa. Os testes estatísticos aplicados neste estudo foram: ANOVA *one-way* e Teste t pareado, sendo a significância estatística adotada de $\alpha = 10\%$ ($p < 0,10$). Os resultados deste estudo sugerem que se deve considerar a capacidade máxima de levantamento individual para estabelecer a carga recomendada. Com o índice de NIOSH (IN) proposto neste estudo, diferente do índice de levantamento (IL), é possível determinar a capacidade individual com relação às cargas manipuladas de modo a minimizar os erros de aplicação da equação de NIOSH para trabalhadores do sexo feminino. A aplicação do índice NIOSH (IN), contudo, não elimina a

avaliação do índice de levantamento (IL), porém, as tabelas correspondentes ao grau de risco devem ser revistas.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica Ocupacional. Levantamento Manual de Carga. Equação de NIOSH. Mulheres.

OLIVEIRA, D.R.O. Ergonomics aspects of the manual lifting of loads in women: relationship with NIOSH equation. 2014. 130 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

Nowadays, women are working in areas within the industry, previously occupied by men only. The NIOSH equation, widely used by ergonomists to estimate handling charges with base on the statistical data of employees, applies to 95 % of men and 75 % of women. The evaluation method for handling of loads, applied in industries, still lacks sensitivity and precision, since human motion is complex and presents individual differences in motor behavior. This study proposes a new methodology to evaluate the handling of loads with base on individual data of anthropometry, adopted posture and maximum capacity for lifting load. The posture was identified by 3D cinemetry, the capacity for lifting load was recorded by a load cell, the muscle activity in the spine erector muscles, multifidus and extremely long, was evaluated by surface electromyography and the internal forces (compression force, shear force and moment) in the intervertebral disc L5/S1 were estimated with base on Chaffin biomechanical model of the spine, in order to compare with the data presented in the NIOSH equation. The sample consisted of 12 participants, female, age $25,7 \pm 4,3$ years, weight $57,7 \pm 7,0$ kg, height $1,6 \pm 0,1$ m and IMC between 18,5 and 24,9. The procedures for lifting loads were performed with a predetermined load, according to NIOSH, the fixed height of 23 cm from the floor to the adoption of the upright posture, without torso rotation and with elbow flexed 90° , being the frequency of lifting relatively low. The statistical analyzes used in this study were ANOVA one way and Paired T Test, and the statistical significance adopted for $\alpha = 10\%$ ($p < 0,10$). The results of this study suggest that one should consider the maximum capacity of individual lifting to establish the recommended load. With the index NIOSH (IN) proposed in this study, different the lift index (IL), it is possible to determine the individual capacity with regard to the handled loads to minimize errors in application of the NIOSH equation for workers, female. The application of the NIOSH index (IN), however, does not eliminate the lift index (IL), but the corresponding to the degree of risk tables should be revised.

KEYWORDS: Occupational Biomechanics. Manual Lifting of Load. NIOSH Equation. Women.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Coluna vertebral.....	24
Figura 2 -	Curvas fisiológicas da coluna vertebral no plano sagital	25
Figura 3 -	Unidade funcional da coluna vertebral.....	26
Figura 4 -	Constituição do disco intervertebral.....	28
Figura 5 -	Resposta do disco intervertebral à compressão.....	28
Figura 6 -	Deslocamento do núcleo decorrente de movimentos.....	29
Figura 7 -	Variações das forças de compressão e cisalhamento no disco L5/S1 durante levantamento de carga, de acordo com a postura adotada.....	32
Figura 8 -	Forças que atuam no disco L5/S1 durante o levantamento manual de carga.....	33
Figura 9 -	Peso máximo recomendado para manuseio de carga em diferentes países.....	41
Figura 10 -	Representação gráfica das variáveis: distância horizontal e distância vertical.....	44
Figura 11 -	Bancada experimental 1: esquema representativo para aquisição dos dados nos ensaios de CVM.....	48
Figura 12 -	Bancada experimental 2: esquema representativo para aquisição dos dados nos ensaios de carregamento com carga recomendada pela equação de NIOSH.....	48
Figura 13 -	Suporte metálico, com regulagem de altura, acoplado à célula de carga.....	49
Figura 14 -	Detalhe do suporte metálico utilizado nos ensaios de CVM.....	50
Figura 15 -	Célula de Carga: dimensões.....	51
Figura 16 -	<i>Spider 8 (HBM®)</i> : sistema utilizado para aquisição dos sinais elétricos da célula de carga acoplada a suporte metálico.....	52
Figura 17 -	Calibração da célula de carga.....	53
Figura 18 -	Curva de calibração ascendente da célula de carga.....	53
Figura 19 -	Curva de calibração descendente da célula de carga.....	54
Figura 20 -	Haste graduada.....	55
Figura 21 -	Calibrador espacial: fios de prumo.....	56
Figura 22 -	Eletromiógrafo de oito canais/ Modelo 830C – <i>EMG System</i> do Brasil®	60
Figura 23 -	Localização dos eletrodos de superfície (marcação“x”): (a) Músculo Longuíssimo e (b) Músculo Multífido.....	61

Figura 24 -	Suporte para carga (tipo bandeja).....	62
Figura 25 -	Pontos anatômicos demarcados.....	64
Figura 26 -	Levantamento de carga (estático) em diferentes alturas: ensaios para obtenção da CVM.....	67
Figura 27 -	Modelo antropométrico para análise do levantamento manual de carga...	69
Figura 28 -	Fluxograma para utilização do programa que realiza as estimativas das forças de compressão, cisalhamento e momento no disco L5/S1, em plataforma MatLab.....	71
Figura 29 -	Imagem da câmera 2 utilizada para marcação dos pontos antropométricos da voluntária no ponto 100.....	72
Figura 30 -	Resultado gráfico de reconstrução 3D no carregamento no ponto 100.....	72
Figura 31 -	Seleção da imagem da câmera 1 (a) e câmera 2 (b) durante o carregamento com carga calculada pela equação de NIOSH, ponto 50....	74
Figura 32 -	Carga máxima normalizada do grupo em pontos de referência 0-100 para condição joelho estendido.....	78
Figura 33 -	Carga máxima normalizada do grupo em pontos de referência 0-75 para condição joelho flexionado.....	78
Figura 34 -	Índice NIOSH para condição joelho flexionado.....	81
Figura 35 -	Índice NIOSH para condição joelho estendido.....	82
Figura 36 -	Relação Índice NIOSH e forças normalizadas no disco L5/S1 durante o levantamento estático: joelho flexionado (JF).....	90
Figura 37 -	Força de compressão média em L5/S1, nos pontos 0 - 100, para condição joelho estendido.....	92
Figura 38 -	Força de compressão média em L5/S1, nos pontos 0 - 75, para condição joelho flexionado.....	93
Figura 39 -	Força de cisalhamento média em L5/S1, nos pontos 0 - 100, para condição joelho estendido.....	95
Figura 40 -	Força de cisalhamento média em L5/S1, nos pontos 0 - 75, para condição joelho flexionado.....	96
Figura 41 -	Momento médio em L5/S1, nos pontos 0 - 100, para condição joelho estendido.....	98
Figura 42 -	Momento médio em L5/S1, nos pontos 0 - 75, para condição joelho flexionado.....	99
Figura 43 -	Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento estático realizado com joelho flexionado (JF): pontos 0-75.....	101
Figura 44 -	Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento estático realizado com joelho estendido (JE): pontos 0-100.....	102

Figura 45 -	Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento com carga manipulada realizado com joelho flexionado (JF): pontos 0-75.....	105
Figura 46 -	Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento com carga manipulada realizado com joelho estendido (JE): pontos 0-100.....	105
Figura 47 -	Padrão de ativação muscular dos longuíssimos no levantamento estático (LE) e no levantamento dinâmico com carga manipulada (LD), em referência aos pontos 0-100: joelho flexionado (JF) e joelho estendido (JE).....	108
Figura 48 -	Padrão de ativação muscular dos multífidos no levantamento estático (LE) e no levantamento dinâmico com carga manipulada (LD), em referência aos pontos 0-100: joelho flexionado (JF) e joelho estendido (JE).....	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Cargas recomendadas para o levantamento de objetos de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (OIT).....	41
Tabela 2 -	Critérios utilizados na equação de NIOSH.....	43
Tabela 3 -	Características técnicas das câmeras digitais utilizadas na cinemetria.....	54
Tabela 4 -	Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração.....	58
Tabela 5 -	Pontos extremos analisados para teste de precisão.....	58
Tabela 6 -	Carga recomendada calculada pela Equação de NIOSH.....	63
Tabela 7 -	Dados Antropométricos.....	65
Tabela 8 -	Carga máxima (kg) obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100 para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo.....	76
Tabela 9 -	Comparação estatística da carga máxima normalizada nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	79
Tabela 10 -	Forças de compressão (N) no disco L5/S1, obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p).....	84
Tabela 11 -	Forças de Cisalhamento (N) no disco L5/S1, obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p).....	87
Tabela 12 -	Momento (Nm) no disco L5/S1, obtido pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p)	89
Tabela 13 -	Comparação estatística das forças de compressão (N) no disco L5/S1 nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	94
Tabela 14 -	Comparação estatística das forças de cisalhamento (N) no disco L5/S nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	97
Tabela 15 -	Comparação estatística dos momentos (Nm) no disco L5/S1 nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	100
Tabela 16 -	Comparação estatística dos valores normalizados de atividade muscular, obtidos pelos longuíssimos e multífidos, para levantamento estático nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	104
Tabela 17 -	Comparação estatística dos valores normalizados de atividade muscular, obtidos pelos longuíssimos e multífidos para levantamento dinâmico, nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).....	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ANOVA	Análise de Variância
CVM	Contração Voluntária Máxima
CLT	Consolidação das Leis do Trabalho
CNS	Conselho Nacional de Saúde
DLT	<i>Direct Linear Transformation</i>
EMG	Eletromiografia
FAV	Fator de Altura Vertical
Fcd	Força de cisalhamento no disco lombar
Fd	Força de compressão no disco lombar
FDH	Fator de Distância Horizontal
FDVP	Fator de Distância Vertical Percorrida
FEG	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FFL	Fator de Frequência de Levantamento
FQPC	Fator de Qualidade de Pega da Carga
Fz	Força de reação vertical
IDP	Pressão Intradiscal
IL	Índice de Levantamento
IMC	Índice de Massa Corporal
IN	Índice NIOSH
JF	Joelho Flexionado
JE	Joelho Estendido
LD	Levantamento Dinâmico
LE	Levantamento Estático
L5	Quinta vértebra lombar
LPR	Limite de Peso Recomendado
Md	Momento no disco lombar
MS	Ministério da Saúde
NIOSH	<i>National Institute for Occupational Safety and Health</i>

NR	Norma Regulamentadora
OIT	Organização Internacional do Trabalho
RMS	<i>Root mean square</i>
S1	Primeira vértebra sacral
SENIAM	<i>Surface EMG for the non invasive assessment of muscles</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVO GERAL.....	21
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
1.3	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	22
1.4	ESTRUTURA DA TESE	22
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	24
2.1	COLUNA VERTEBRAL.....	24
2.1.1	Disco intervertebral.....	27
2.2	LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA	30
2.3	MÉTODOS BIOMECÂNICOS UTILIZADOS PARA ANALISAR O LEVANTAMENTO DE CARGA.....	34
2.3.1	Métodos utilizados para avaliação das forças internas na coluna vertebral..	35
2.3.2	Eletromiografia.....	38
2.4	LIMITES PARA LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA: LEGISLAÇÃO E RECOMENDAÇÃO	40
2.4.1	Equação de NIOSH	42
3	METODOLOGIA.....	46
3.1	ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA	46
3.2	DELINEAMENTO DO ESTUDO	47
3.2.1	Amostra	47
3.3	BANCADA EXPERIMENTAL.....	47
3.3.1	Análise Cinética	49
3.3.1.1	Suporte metálico acoplado à célula de carga.....	49
3.3.1.2	<i>Spider 8 – HBM®</i>	51
3.3.1.3	Calibração da célula de carga	52
3.3.2	Análise Cinemática	54
3.3.2.1	Aparelho emissor de luz	55
3.3.2.2	Haste graduada.....	55
3.3.2.3	Calibração espacial	56
3.3.2.4	Precisão da calibração.....	57
3.3.3	Análise Eletromiográfica.....	59

3.3.3.1	Eletromiógrafo	59
3.3.3.2	Músculos analisados	60
3.3.4	Suporte para carga	62
3.3.5	Equação de NIOSH: carga recomendada.....	62
3.3.6	Procedimento experimental	63
3.3.7	Procedimentos utilizados para estimar as forças internas no disco L5/S1.....	68
3.4	CRITÉRIOS ADOTADOS PARA ANÁLISE DOS DADOS	73
3.4.1	Dados de força obtidos na CVM pela célula de carga.....	73
3.4.2	Dados cinemáticos.....	73
3.4.3	Dados eletromiográficos.....	74
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	75
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	76
4.1	CARGA MÁXIMA DE LEVANTAMENTO ESTÁTICO	76
4.1.1	Carga máxima normalizada do grupo.....	77
4.2	ÍNDICE NIOSH.....	80
4.3	FORÇAS INTERNAS NO DISCO L5/S1 COM CARGA MÁXIMA	83
4.3.1	Força de compressão no disco L5/S1	83
4.3.2	Força de cisalhamento no disco L5/S1	86
4.3.3	Momento no disco L5/S1	88
4.4	FORÇAS NORMALIZADAS NO DISCO L5/S1 E ÍNDICE DE NIOSH NO LEVANTAMENTO ESTÁTICO.....	90
4.5	CARGA MANIPULADA CONFORME PADRÃO NIOSH	91
4.5.1	Força de compressão no disco L5/S1 para carga manipulada	91
4.5.2	Força de cisalhamento no disco L5/S1 para carga manipulada.....	94
4.5.3	Momento no disco L5/S1 para carga manipulada.....	97
4.6	ANÁLISE ELETROMIGRÁFICA DOS ERETORES DA COLUNA.....	100
4.6.1	Dados eletromiográficos do levantamento estático - CVM.....	101
4.6.2	Dados eletromiográficos do levantamento com carga manipulada.....	104
4.6.3	Comparação dos dados eletromiográficos no levantamento estático e com carga manipulada.....	108
5	CONCLUSÕES.....	111
	REFERÊNCIAS.....	113
	APÊNDICE A.....	123
	APÊNDICE B.....	126

ANEXO A	129
ANEXO B	130

1 INTRODUÇÃO

É comum encontrar atividades em que predominam o manuseio e a movimentação manual de cargas durante movimentos executados na vida diária, no esporte e no trabalho. Realiza-se o ato de levantar um peso, muitas vezes, sem ter a consciência dos mecanismos necessários para que esta carga possa ser elevada ou sustentada (GONÇALVES, 1998).

A dúvida é se esta atividade está sendo realizada de forma correta, dentro dos limites normais de tolerância, ou se está sobrecarregando alguma parte do corpo. Esta condição de dúvida quanto à forma em que ocorre o levantamento e ao limite máximo da carga é um fator de risco para o processo de degeneração do disco intervertebral e o desenvolvimento da dor lombar.

A dor lombar é uma das alterações musculoesqueléticas mais comuns nas sociedades industrializadas (ANDRADE; ARAÚJO; VILAR, 2005), sendo considerada a causa mais comum de incapacidade em trabalhadores com idade inferior a 45 anos, tendo predileção por adultos jovens, em fase economicamente ativa, sendo uma das razões mais comuns para aposentadoria por incapacidade total ou parcial (JÚNIOR; GOLDENFUM; SIENA, 2010).

Vários estudos têm demonstrado a existência de uma relação entre o levantamento manual de carga e a dor lombar, apesar das dificuldades em estabelecer precisamente os fatores que causam dores nas costas, já que esta apresenta etiologia multifatorial (FREITAS *et al.*, 2011).

A tarefa de levantar objetos do solo é um movimento complexo que envolve um elevado número de estruturas corporais e um sistema de tomada de decisão para orquestrar essas estruturas. A relativa contribuição de cada elemento desse sistema tem importância decisiva no desempenho do levantamento (LA TORRE *et al.*, 2008). Estudos têm descrito que, durante o levantamento de carga, ocorre uma maior sobrecarga no disco intervertebral L5/S1 e alterações cinemáticas e cinéticas da coluna vertebral (ELFEITURI, 2001). Outras pesquisas têm demonstrado que, quando ocorre sobrecarga na coluna vertebral, os músculos eretores da espinha atuam de forma fundamental para a estabilidade, principalmente durante o levantamento manual de carga (GLAUGLITZ *et al.*, 2003).

O método NIOSH propõe um Limite de Peso Recomendado (LPR), para uma situação qualquer de trabalho, estimado a partir de um conjunto de variáveis que descrevem as condições nas quais o levantamento é executado, na tentativa de minimizar a sobrecarga musculoesquelética para o trabalhador. A base do método é uma equação matemática que

consiste em recomendar o limite máximo de peso a ser manuseado durante a atividade laboral (WATERS *et al.*, 1993).

Atualmente, as mulheres estão atuando em áreas dentro da indústria, antes ocupadas somente por homens. Com relação a elas, não existe uma legislação específica em relação ao levantamento manual de carga, existem sim, recomendações que o peso limite suportado por mulheres não exceda 50% do peso máximo estipulado para os homens (CLT, Brasil, 2005). O método NIOSH (1994) propõe que a carga recomendada obtida pela equação se aplica a 75% das mulheres. Entretanto, existem poucos estudos voltados para análise do levantamento de carga realizado por elas.

Pesquisas que busquem compreender quantitativamente as respostas mecânicas da coluna vertebral durante a tarefa de levantamento são importantes, pois servem de referência para programas de reabilitação e orientações ergonômicas (GLAUGLITZ *et al.*, 2003). Para tal, são utilizados métodos da biomecânica.

Diversos estudos na área de biomecânica têm se destinado à investigação das forças impostas ao corpo humano, com objetivo de compreender a magnitude das forças e momentos internos que são gerados durante as atividades de vida diária e em certos esportes (GRANATA; MARRAS; FATHALLAH, 1996; WILKE *et al.*, 1999; DOLAN *et al.*, 1999; KINGMA *et al.*, 2001; SANTA MARIA, 2001; TOMAZINI, 2009; LA TORRE, 2009).

Segundo La Torre (2009), o benefício de compreender as forças internas, sejam elas musculares ou articulares, está relacionado com a possibilidade de elas estarem envolvidas em disfunções musculoesqueléticas. A partir da compreensão dessas forças, importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor podem ser feitas, de forma a possibilitar a avaliação dos riscos de uma lesão e a elaboração de estratégias de prevenção (AMADIO, 2000).

Existem duas formas possíveis para a determinação das forças internas no corpo humano: a) o método direto e b) método indireto. A utilização do método direto esbarra em limitações éticas e tecnológicas, pois necessita de intervenção cirúrgica para colocação de transdutores de pressão diretamente no tecido biológico e podem conduzir a sérios problemas no sujeito. O método indireto aplica o procedimento analítico indireto, utilizando-se de medidas externas e um modelo biomecânico pode estimar de forma não invasiva as forças internas no corpo humano (AMADIO, 2000; LA TORRE *et al.*, 2008, TOMAZINI, 2009).

Na literatura, apesar da utilização de procedimentos invasivos, existem alguns estudos *in vivo* que servem de base de dados para criação e verificação de procedimentos não invasivos, de forma a garantir a precisão e a eficiência dos novos métodos não invasivos

propostos (NACHEMSON; MORRIS, 1963; NACHEMSON; MORRIS, 1964; WILKE *et al.*, 1999; WILKE *et al.*, 2001).

A eletromiografia caracteriza-se pelo registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares, indicando os estímulos neurais para o sistema muscular, pela ativação da unidade motora, intensidade dessa ativação, a duração da sua atividade e sua variação a cada ciclo, resultando no padrão temporal dos músculos envolvidos no movimento estudado (ENOKA, 2000). É utilizada na biomecânica ocupacional para estimar a magnitude relativa e as relações temporais requeridas pelos músculos durante a realização de diversas atividades e também para se obter informações a respeito da fadiga muscular localizada (VANÍCOLA; MASSETTO; MENDES, 2004).

Atualmente, a técnica de cinemetria é bastante utilizada para a avaliação qualitativa e quantitativa de tarefas dos trabalhadores de indústrias (LU; WATERS; WERREN, 2012; LA TORRE *et al.*, 2008). Essa técnica é capaz de analisar a movimentação com acuidade suficiente, registrando as características cinemáticas da tarefa tanto no esporte quanto em atividades de trabalho (AMADIO *et al.*, 2002). Segundo Araújo, Andrade e Barros (2005), o uso de imagens para a análise do movimento humano tem se desenvolvido bastante nos últimos anos, de forma a permitir o estudo dos movimentos em detalhes, de maneira sistemática e com enfoque na investigação científica.

Este estudo apresenta um método integrado de análise do movimento de levantamento manual de carga com base na técnica de cinemetria tridimensional (3D) e modelo de simulação para estimar as forças internas atuantes na coluna lombar, disco intervertebral L5/S1, além da análise eletromiográfica dos músculos eretores da coluna. A vantagem deste método é a possibilidade da utilização de uma técnica não invasiva na avaliação da sobrecarga, tanto por cargas excessivas quanto nas cargas acumulativas durante a atividade de levantamento de carga. Segundo Tomazini (2009), a simulação tem vantagem de ser barata, não necessita de equipamentos, além de um computador, e não requer nenhum procedimento de risco.

É relevante o estudo da atividade muscular dos eretores da coluna por meio da análise eletromiográfica com o intuito de conhecer a participação desses músculos durante a adoção de posturas corporais, principalmente aquelas que são adotadas no trabalho. Este estudo permite correlacionar a atividade muscular e as forças internas no disco intervertebral L5/S1 em mulheres, durante o levantamento manual de carga baseado na equação de NIOSH, realizado em duas posturas diferentes: flexão e extensão de joelhos.

Cabe ressaltar a importância desse estudo para prover de suporte às intervenções que vem sendo desenvolvidas no ambiente laboral, pois a equação de NIOSH é bastante utilizada pela ergonomia para estabelecer limites de carga seguras para trabalhadores durante o levantamento manual de carga, entretanto essa equação não leva em consideração a capacidade de levantamento individual do trabalhador, o que foi realizado nesta pesquisa que sugere o índice NIOSH, o qual relaciona o limite de peso recomendado (LPR) pela NIOSH e capacidade de levantamento individual. Este novo índice, conceitualmente diferente do índice de risco (IR) ou índice de levantamento (IL) utilizado na indústria para avaliar os riscos de lesões, que associa somente à carga manipulada real em relação à carga recomendada pela equação de NIOSH. Além disso, o estudo fornece uma situação mais realística por meio da estimativa das forças internas no disco L5/S1, baseado na postura de levantamento e atividade eletromiográfica dos eretores de tronco durante o levantamento de carga realizado por mulheres. Dados escassos na literatura.

1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o comportamento do levantamento manual de carga realizado por mulheres, do ponto de vista ergonômico e biomecânico, baseado na equação de NIOSH com intuito de fornecer dados, individuais e específicos, para os programas de reabilitação e orientação ergonômica.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estimar quantitativamente as forças de compressão e cisalhamento, além do momento no disco intervertebral L5/S1 durante o levantamento manual de carga como recomendado pela equação de NIOSH;
- Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos eretores da coluna, longuíssimos e multífidos, no levantamento manual com carga recomendada pela equação de NIOSH e durante o levantamento estático;
- Comparar o padrão de ativação muscular dos eretores da coluna vertebral durante o levantamento de carga estático e dinâmico;

- Avaliar a capacidade máxima individual de levantamento de carga na direção vertical, em diferentes alturas, durante a realização da contração voluntária máxima em duas formas de levantamento de carga: joelho estendido e flexionado;
- Sugerir o índice NIOSH, como uma ferramenta de avaliação de riscos individualizados, para análise do levantamento manual de carga.
- Correlacionar os dados de forças de compressão, cisalhamento e momento em L5/S1 e carga, em diferentes alturas, durante a realização da contração voluntária máxima em duas formas de levantamento de carga: joelho estendido e flexionado.

1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Sabe-se que são muitas as variáveis que influenciam na sobrecarga musculoesquelética gerada durante o levantamento manual de carga. Neste contexto, o presente trabalho delimita-se ao estudo biomecânico: das forças internas (força de compressão, força de cisalhamento e momento) geradas somente no disco intervertebral L5/S1 e a atividade muscular de quatro músculos eretores da coluna (longuíssimo direito, longuíssimo esquerdo, multífido direito e multífido esquerdo) durante o levantamento manual de carga, baseado na equação de NIOSH, em duas posturas de levantamento: joelho flexionado e joelho estendido. Portanto, os aspectos epidemiológicos, fisiológicos e psicofísicos não foram objetos deste estudo.

1.4 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1, apresentam-se as considerações iniciais do tema tratado nesta tese, definido o problema e a justificativa, seguidos dos objetivos, das delimitações do estudo e da estrutura geral do trabalho.

O capítulo 2 aborda a fundamentação teórica da pesquisa com enfoque na coluna vertebral, análise biomecânica e ergonômica do levantamento manual de carga e equação de NIOSH.

No capítulo 3, apresenta-se a metodologia utilizada, descrevem-se os critérios utilizados para seleção da amostra, os equipamentos que compõem a bancada experimental, todo o procedimento experimental, a coleta dos dados e os critérios adotados para análise dos resultados.

No Capítulo 4, apresentam-se, na forma de gráficos e tabelas, os resultados obtidos e discutidos mediante os achados de outros estudos que abordaram as variáveis predeterminadas ou que façam correlação indiretamente a elas.

No capítulo 5, é realizado o desfecho do estudo, por meio das conclusões, de acordo com os objetivos propostos inicialmente.

A tese é finalizada com a descrição de toda a bibliografia utilizada para sua elaboração.

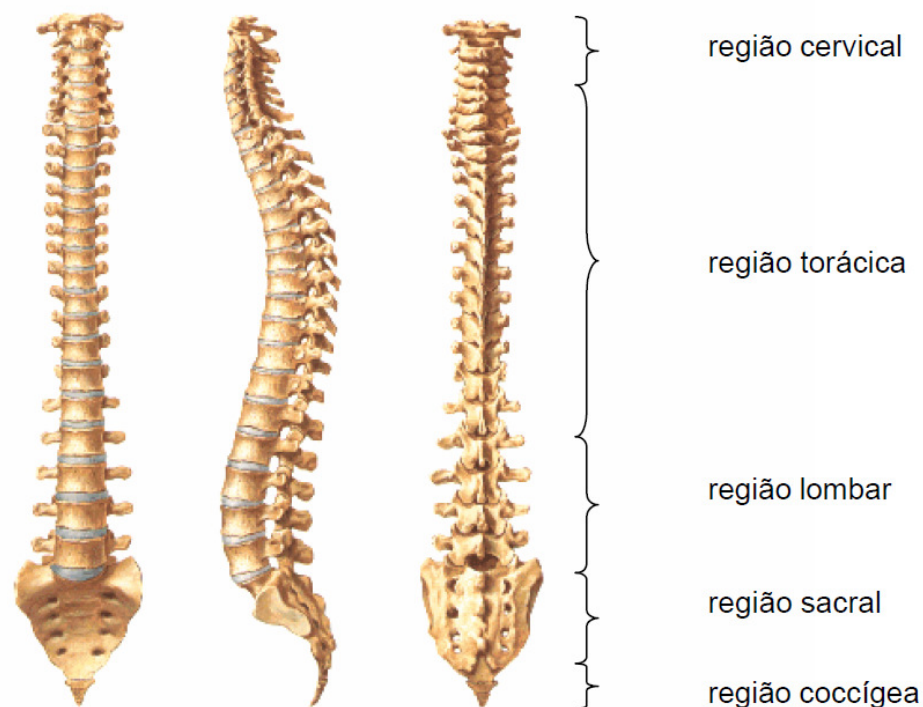
2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral pode ser considerada o segmento mais complexo e funcional do corpo humano, pois deve conciliar dois imperativos mecânicos contraditórios: a rigidez e a flexibilidade (HALL, 2005; KAPANDJI, 2000). É o eixo do corpo, situada no dorso, na linha mediana, capaz de sustentar, amortecer e transmitir o peso corporal. Além disso, supre a flexibilidade necessária à movimentação e protege o sistema nervoso central.

A frequência de problemas clínicos e cirúrgicos é alta, constituindo um importante fator responsável pelo afastamento do trabalho (BARBOSA e GONÇALVES, 2007). Estima-se que 70 a 85% da população terá algum episódio de dor nas costas ao longo da vida (FERREIRA *et al.*, 2011). Estudos apontam que 50 a 80% dos adultos serão vítimas de alguma forma de dor decorrente de afecções da coluna vertebral, muitas vezes, causada por uma postura errada no repouso ou durante o trabalho (CAILLIET, 2001).

Figura 1 - Coluna Vertebral.



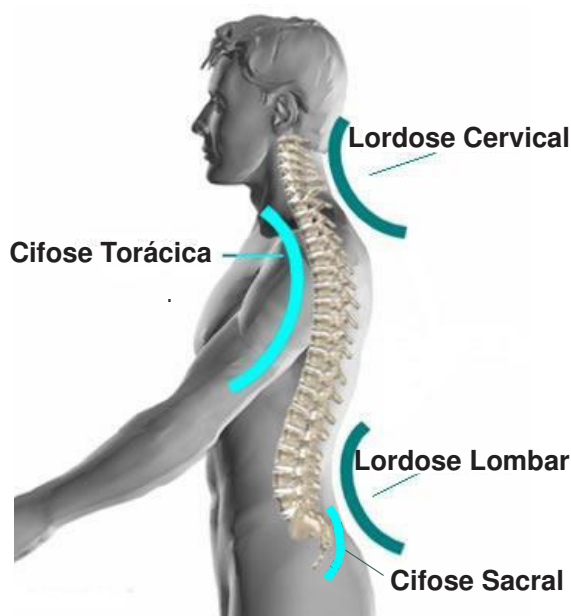
Fonte: (NETTER, 2003).

A coluna vertebral, ilustrada na Figura 1, é formada por 33 vértebras separadas em cinco regiões. As sete primeiras, de cima para baixo, localizam-se na região cervical, sendo denominadas vértebras cervicais; doze encontram-se na região do tórax, são denominadas vértebras torácicas; cinco estão presentes na região lombar, são as vértebras lombares; cinco são as vértebras sacrais, as quais estão fundidas numa única estrutura denominada sacro; e as quatro últimas vértebras são denominadas de coccígeas, também fundidas, forma o cóccix.

As vértebras possuem uma morfologia básica, embora as características anatômicas vertebrais apresentem variações regionais na coluna vertebral. Uma vértebra típica é constituída: corpo vertebral, forame vertebral, arco e seus respectivos processos: quatro articulares (dois superiores e dois inferiores), dois transversos e um espinhoso (NATOUR, 2004). No plano frontal, a coluna vertebral é retilínea, já no plano sagital apresenta quatro curvaturas fisiológicas:

- 1) Lordose Cervical - de concavidade posterior;
- 2) Cifose Torácica - de concavidade anterior;
- 3) Lordose Lombar - de concavidade posterior;
- 4) Curvatura Sacral - concavidade anterior, ilustradas na Figura 2 (SPENCE, 1991; TORTORA, 2000).

Figura 2 - Curvas fisiológicas da coluna vertebral no plano sagital.

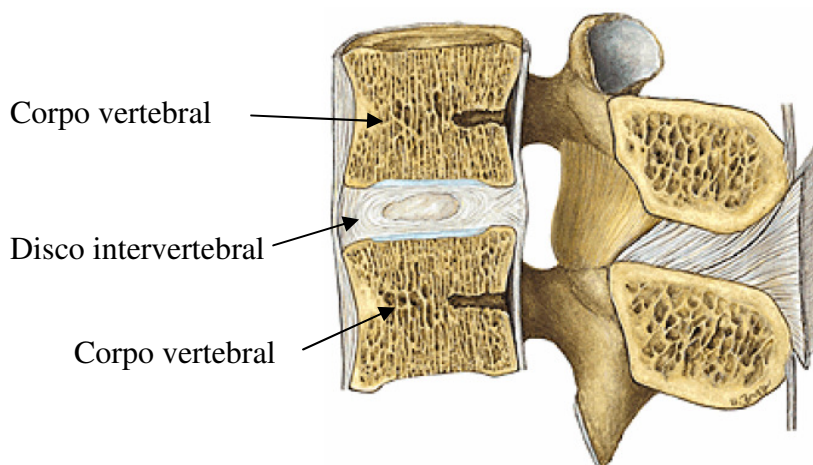


Fonte: Disponível em <http://www.tratamentodecoluna.com.br/website/index.php/o-que-e-a-lordose>. Acesso em: 10 de julho de 2013.

Tradicionalmente, muitos autores concordam que a lordose cervical desenvolve-se depois do nascimento e durante o desenvolvimento normal do bebê, como no levantar a cabeça em posição prona e quando adquire a posição sentada. A curva lordótica lombar é formada quando a criança aprende a ficar em pé e andar. Todas as curvaturas da coluna vertebral já estão formadas ao final de dez anos e sua disposição promove a distribuição do estresse e de cargas (LEHMKUHL; WEISS; SMITH, 1997; WATKINS, 2001; KAPANDJI, 2000). Entretanto, alguns autores têm discordado, e apontam a presença da lordose lombar ainda no período fetal. O estudo de imagens de ressonância magnética, durante a gestação, demonstrou que a curva da lordose lombar está formada em 60% dos casos estudados (CHOUFANI¹ *et al.*, 2009 apud AZEVEDO, 2013).

A unidade funcional da coluna vertebral, o segmento móvel, é formada por duas vértebras adjacentes e um disco intervertebral que as separa, conforme ilustra a Figura 3. (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Segundo Prescher (1998), é uma estrutura especializada em suportar cargas internas e cargas externas devido às suas características biomecânicas de viscoelasticidade.

Figura 3 - Unidade funcional da coluna vertebral.



Fonte: (SOBOTTA, 2005).

¹ CHOUFANI, E. *et al.* Lumbosacral lordosis in fetal spine: genetic or mechanic parameter. **Eur Spine J**, v. 18, p. 1342-1348, 2009 apud AZEVEDO, L. A. P. Análise das curvaturas da coluna vertebral no plano sagital e da postura, através fotogrametria em escolares. 2012. 103 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Guaratinguetá, 2012.

A parte anterior da unidade funcional da coluna, composta pelos corpos vertebrais e disco intervertebral, é responsável por suportar e dissipar aproximadamente 80% das forças compressivas que atuam na coluna vertebral na posição ortostática. Enquanto as estruturas posteriores, formada pelos pedículos, lâminas e processos articulares, suportam cerca de 20% das forças compressivas (ADAMS; DOLAN, 1995; SANTA MARIA, 2001; COX, 2002). Então, as forças compressivas que atuam em cada estrutura variam dependendo da posição do corpo.

As unidades funcionais da coluna vertebral funcionam de forma a transmitir e dissipar as cargas (WATKINS, 2001). Essa capacidade das unidades funcionais depende, principalmente, das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (ADAMS; DOLAN, 2001).

2.1.1 Disco intervertebral

O disco intervertebral é uma complexa e especializada estrutura, possuindo as funções de fornecer estabilidade ao unir os corpos vertebrais, absorver e dissipar uniformemente as cargas mecânicas e permitir movimentos articulares à coluna vertebral (CASSAR-PULLICINO, 1998). Esta possui 24 discos intervertebrais, os quais representam 25% do comprimento total da coluna, sendo observado um aumento na altura e diâmetro dos discos intervertebrais no sentido crânio-caudal (TORTORA, 2000). O movimento entre duas vértebras adjacentes depende da espessura do disco. Isso faz com que os movimentos sejam mais livres na região lombar (KAPANDJI, 2000).

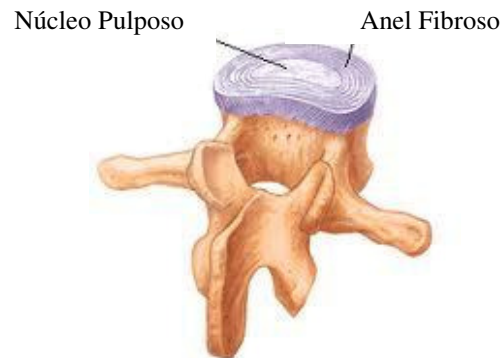
Para Kapandji (2000) e Hall (2005), o disco intervertebral é formado por duas estruturas funcionais: o anel fibroso e o núcleo pulposo. A Figura 4 ilustra os componentes do disco intervertebral.

O núcleo pulposo é uma substância gelatinosa oval localizada na região central do disco, sendo composto por 90% de água e o restante por proteoglicanas e colágeno do tipo II. O colágeno tipo II possui a capacidade de absorver forças compressivas que são importantes para a distribuição das cargas compressivas da coluna vertebral (MOSKOVICH, 2001).

O anel fibroso é composto por camadas de tecido colagenoso e fibrocartilagem, aderidos firmemente às vértebras adjacentes. As fibras de colágeno de cada camada do anel fibroso estão dispostas na mesma direção e alternadas em cada anel adjacente, permitindo que o disco suporte diferentes tipos de cargas (WATKINS, 2001). Esta orientação garante a

elasticidade do disco perante cargas de compressão (NORDIN; FRANKEL, 2003; COX, 2002).

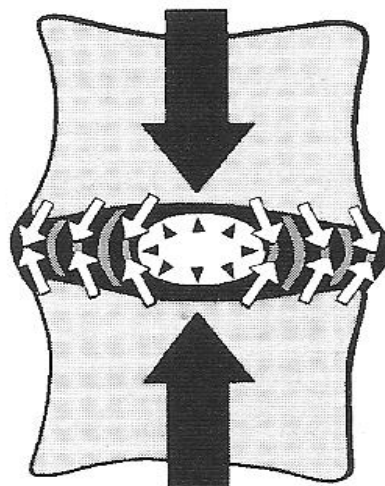
Figura 4 - Constituição do disco intervertebral.



Fonte: Disponível em: <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulações/coluna.php>. Acesso em: 10 de julho de 2013.

A nutrição do disco intervertebral ocorre por meio do mecanismo de difusão. À medida que o disco intervertebral se embebe de fluido, seu tamanho aumenta e as fibras de colágeno se tornam tensas, sendo equilibrada por um sistema de pressão, exercida pelas placas terminais e fibras anulares (WATKINS, 2001). Essa pressão deve-se ao estado de hifrofilia, o qual faz com que o núcleo aumente de volume dentro de um compartimento inextensível, de modo que se cria um estado de “pré-tensão”. Porém, com o envelhecimento, a hidrofília do disco diminui, contribuindo para diminuição do estado pré-compressão (KAPANDJI, 2000).

Figura 5 - Resposta do disco intervertebral à compressão.



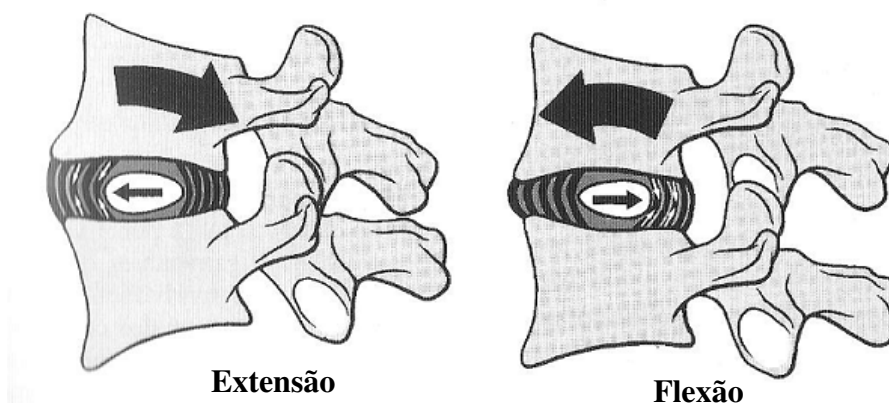
Fonte: (KAPANDJI, 2000).

Segundo Weidle (2004), a coluna vertebral é submetida constantemente a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas externas. Quando cargas compressivas uniformes são aplicadas sobre uma unidade funcional normal, o núcleo pulposo do disco intervertebral é achatado e deslocado em todas as direções, causando uma saliência no anel fibroso pela tensão nele imposta (LEMOS, 2006), conforme ilustra a Figura 5.

Durante os movimentos realizados nas atividades de vida diária e no trabalho, ocorrem cargas compressivas assimétricas aplicadas sobre o disco intervertebral. Seja qual for o tipo de compressão, uniforme ou assimétrica, exercida sobre o disco, esta ocasiona um aumento da pressão interna do núcleo e da tensão das fibras do anel fibroso. Entretanto, em virtude do deslocamento relativo do núcleo, a entrada em tensão é diferente (KAPANDJI, 2000).

Quando se submete à coluna uma flexão, o núcleo é deslocado para a região posterior do disco intervertebral; em contrapartida, quando se submete a coluna à extensão, o núcleo é “espremido” para a região anterior do disco (LEMOS, 2006). Uma parte do disco é submetida à compressão, enquanto a outra parte é carregada em tração, como mostrado na Figura 6.

Figura 6 - Deslocamento do núcleo decorrente de movimentos.



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

Os discos intervertebrais possuem a capacidade de se deformar viscoelasticamente ao serem submetidos a cargas compressivas, causando uma redução na sua altura. Uma redução na altura dos discos causa diminuição no comprimento da coluna vertebral e pode ser utilizado como índice de estresse sobre a coluna vertebral (DEZAN, 2005).

A capacidade do disco intervertebral em resistir às forças aplicadas depende das propriedades dos materiais do disco intervertebral. Num sistema elástico perfeito, as

mudanças elásticas são proporcionais às mudanças das cargas aplicadas. A quantidade de deformação do disco intervertebral decresce de acordo com a carga aplicada (VAN DIEËN *et al.*, 1994). Segundo Park, Kim e Lee (2013), a degeneração no disco intervertebral é causada principalmente por mudanças geométricas da estrutura e por redução no teor de água.

A coluna lombar é a mais susceptível à morbidade devido à doença degenerativa discal. Uma das causas para isso é que a coluna lombar tem mais mobilidade e sustenta mais cargas das extremidades superiores e do tronco (LEMOS, 2006). Muitos estudos epidemiológicos mostram uma relação entre as doenças que acometem os discos intervertebrais lombares e fatores físicos no local de trabalho, como levantar cargas e vibração de corpo inteiro (SEIDLER *et al.*, 2009).

2.2 LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA

Apesar dos avanços tecnológicos, tarefas que envolvem levantamento manual de carga são frequentes para muitos funcionários em diversas indústrias, tendo sido relacionadas ao desenvolvimento de lombalgias nos trabalhadores (FISCHER; ALBERT; MCGARRY, 2012). As disfunções musculoesqueléticas da coluna vertebral, decorrentes do levantamento manual de cargas, podem ser causadas pelas cargas externas, ou seja, além de sustentar a força peso do próprio tronco, cabeça e membros superiores, deve sustentar uma carga adicional durante o movimento, o que pode ser considerado um fator de risco às estruturas da coluna vertebral (SOLOMONOW *et al.*, 2003).

No intuito de compreender os mecanismos responsáveis por essa afecção da coluna vertebral do trabalhador, estudos têm investigado a complexa interação entre as técnicas de carregamento, as sobrecargas geradas pelas cargas utilizadas e a coordenação motora exigida para execução dessa tarefa (FISCHER; ALBERT; MCGARRY, 2012).

Van Dieën *et al.* (2001), em seu estudo com 10 indivíduos saudáveis do sexo masculino, sugeriu que a variabilidade de compressão vertebral durante levantamento precisa ser levado em conta ao ser utilizado tarefas que envolvam o levantamento de carga. Davis e Marras (2003) estudaram os riscos biomecânicos, psicossociais e fatores individuais entre 60 indivíduos em idade universitária e concluíram que o peso da carga é o mais importante aspecto para controlar as forças de compressão no disco intervertebral durante o levantamento. Marras *et al.* (1993) realizaram um estudo *in vivo* e concluíram que pode-se reduzir o risco de lesão no disco lombar, durante tarefas de levantamento de carga na

indústria, se forem controlados alguns aspectos como: frequência do levantamento, momento da carga, velocidade do movimento, inclinação lateral e rotação de tronco, ângulo da flexão do tronco no plano sagital durante o levantamento.

Em suma, muitos são os fatores estudados sobre o levantamento de carga que podem influenciar na sua eficiência e, assim, ocasionar ocorrência de lesões nas estruturas da coluna vertebral (NATARAJAN *et al.*, 2008). Alguns destes fatores são: o posicionamento das articulações no início e durante o levantamento, a quantidade de carga, a velocidade de execução do movimento, a altura em que a carga se encontra no início do levantamento, a presença ou não de puxadores e os seus vários tipos, o uso de acessórios como o cinto de suporte lombar, a pressão intra-abdominal (GONÇALVES, 1998).

De acordo com os fundamentos da biomecânica, praticamente não existem limites para o ser humano, quando são utilizados ferramentas e equipamentos adequados ao peso e à ação a ser executada, adotando uma postura adequada no momento de realizar os esforços (PELLENZ, 2005). Entretanto, mesmo com a escolha adequada dos mecanismos corporais, durante a atividade, ocorrerá uma alteração potencial das estruturas posteriores da coluna vertebral, em virtude das forças de compressão e torção resultantes do próprio levantamento (LA TORRE *et al.*, 2008).

Em tarefas de levantamento manual com cargas altas contínuas, os discos intervertebrais lombares cedem diminuindo sua altura lentamente (ADAMS; DOLAN, 1996). Essa diminuição da altura do disco gera uma redução da resistência intrínseca do disco ao momento flexor imposto durante a tarefa de levantamento, aumentando a susceptibilidade às lesões e dores (CHAFFIN; ANDERSON, MARTIN, 2001).

Os movimentos, que, frequentemente, causam desenvolvimento de lesões na coluna vertebral humana, são as flexões anteriores do tronco. Pequenos graus de flexão anterior podem ser considerados fatores de risco, principalmente em situações de inclinação anterior de tronco acima de 15 graus combinadas a atividades de levantamento (FATHALLAH; MARRAS; PARNIANPOUR, 1998). Wang² *et al.* (1999) apud La Torre (2009) afirma que caso o movimento de inclinação anterior de tronco seja realizado com aceleração, mesmo que

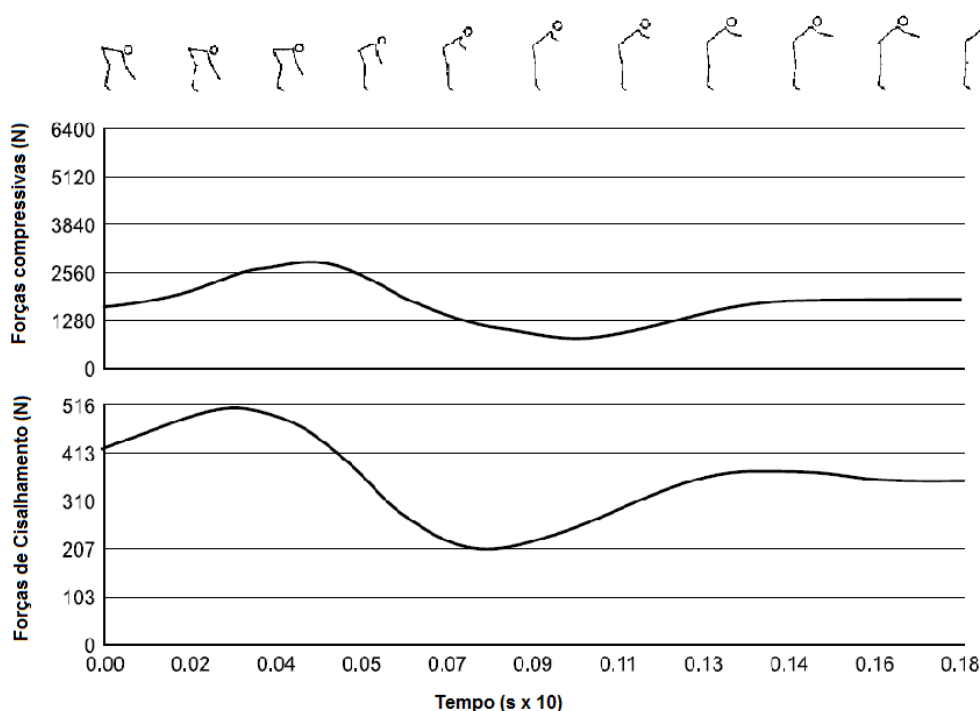
² WANG, J. L. *et al.* Rate effect on sharing of passive lumbar motion segment under load-controlled sagittal flexion: viscoelastic finite element analysis. **Theoretical and Applied Fracture Mechanics**, v. 32, n. 2, p. 119-128, 1999 apud

LA TORRE, M. Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna lombar durante tarefas de levantamento. 276 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

em pequenos ângulos de flexão, ocorrerá um aumento da pressão intradiscal e tensão no anel fibroso.

No experimento realizado por Elfeituri (2001), que avaliou as cargas compressivas e de cisalhamento durante o levantamento manual de cargas em espaços restritos, constatou-se que quanto mais próxima a carga do chão, maior o ângulo de flexão anterior de tronco que favorece a desvantagem mecânica no disco intervertebral L5/S1 de forma a aumentar as forças compressivas e de cisalhamento, conforme ilustra a Figura 7. Por isso, o ângulo de flexão anterior do tronco é amplamente utilizado nas fórmulas de cálculo de sobrecarga do disco intervertebral em situações de levantamento de carga (SATO; VIEIRA; GIL COURY, 2003).

Figura 7 - Variações das forças de compressão e cisalhamento no disco L5/S1 durante levantamento de carga, de acordo com a postura adotada.



Fonte: (ELFEITURI, 2001).

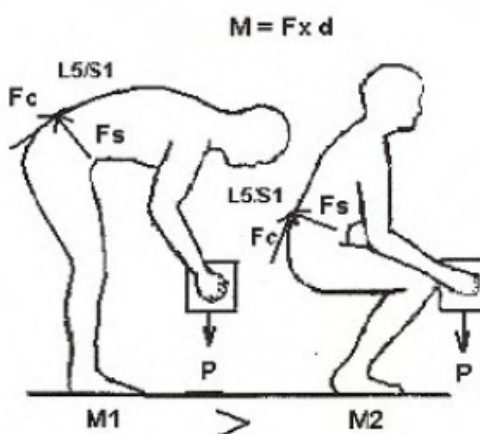
A carga mecânica na coluna vertebral, durante o levantamento simétrico de carga, é gerada por três parâmetros dependentes entre si, e cada um destes, tem o potencial para causar lesões. São eles: a) forças compressivas, causadas, em grande parte, pela atividade muscular da coluna; b) forças de cisalhamento, causadas pela força peso do objeto levantado, força peso

da parte superior do tronco e forças musculares; c) flexão anterior do tronco (VAN DIEËN; HOOZEMANS; TOUSSAINT, 1999).

Na tentativa de minimizar as forças internas que atuam sobre a coluna lombar, durante o levantamento de carga, diversos autores sugerem métodos para realização de um levantamento seguro como Sullivan (1989) e Hamill e Knutzen (1999). Estes autores sugerem que para um levantamento seguro é necessário observar: o plano de levantamento e a manutenção da carga próxima ao corpo; também é preciso evitar a rotação do tronco enquanto se levantar e flexionar os joelhos.

Anderson *et al.* (1976) afirmam que quando um objeto é segurado próximo ao corpo, isso faz diminuir o momento resultante na coluna lombar devido à distância entre o centro de gravidade e o objeto. Dessa forma, o braço do momento gerado pelo objeto e a magnitude do momento da curvatura são menores e, conseqüentemente, mais baixa a carga na coluna lombar, conforme ilustra a Figura 8.

Figura 8 - Forças que atuam no disco L5/S1 durante o levantamento manual de carga.



M = momento; P = carga manipulada; Fc = força de compressão; Fs = força de cisalhamento; d = braço de alavanca.

Fonte: CHAFFIN (2001).

O levantamento seguro de um objeto ao nível do solo, segundo Snook³ (1989 apud GONÇALVES, 1998), requer que o trabalhador mantenha a coluna lombar ereta, fletindo os

³ SNOOK, S.H. Comparison of different approaches for the prevention of low back pain. In: **ERGONOMIC interventions to prevent musculoskeletal injuries in industry**. Lewis Publishers, p. 57-65, 1989 apud GONÇALVES, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento manual de carga. **Motriz**, v. 4, p. 85-90, dez. 1998.

joelhos para abaixar o corpo e levantar com os músculos da perna, manter o objeto próximo ao corpo, levantar de maneira lenta. A técnica de levantamento pode influenciar mais a pressão intradiscal quando os joelhos estão estendidos e a coluna flexionada, em relação à técnica com joelhos flexionados e a coluna ereta (NACHEMSON; MORRIS, 1964; WILKE *et al.*, 1999).

Segundo Burges-Limerick e Abernethy (1997) baseado na posição de flexão ou extensão da articulação do joelho, pois esta interfere na flexão do tronco durante o levantamento, na literatura são descritos três tipos de técnicas para realização do levantamento de carga e/ou objetos do solo. São elas: a) técnica de *stoop* (levantamento com extensão dos joelhos e flexão do quadril); b) técnica de *squat* (levantamento com flexão total dos joelhos e extensão do quadril) e técnica de *semi-squat* (levantamento com flexão parcial dos joelhos e pequena flexão do quadril).

A técnica mais recomendada é a *squat*, pois a coluna permanece o mais ereta possível e os joelhos são flexionados. Algumas vantagens dessa técnica são descritas: a) resulta em menor esforço dos ligamentos posteriores da lombar; b) pode minimizar a compressão do disco intervertebral; c) pode minimizar a força total requerida (LA TORRE, 2009).

O *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) dos Estados Unidos da América recomenda, por meio do seu guia prático de levantamento manual, que cargas e/ou objetos sejam levantados de forma suave, tenham moderada largura, e que as mãos do trabalhador estejam seguras na carga a ser levantada (NIOSH, 1994).

2.3 MÉTODOS BIOMECÂNICOS UTILIZADOS PARA ANALISAR O LEVANTAMENTO DE CARGA

Para a compreensão das sobrecargas geradas sobre o sistema musculoesquelético em tarefas que envolvem levantamento de carga na indústria, a ergonomia utiliza métodos biomecânicos (VANÍCOLA; MASSETTO; MENDES, 2004). Estes métodos, utilizados de forma combinada, permitem a modelagem do movimento e a compreensão dos mecanismos internos relacionados.

2.3.1 Métodos utilizados para avaliação das forças internas na coluna vertebral

Segundo Van Deursen *et al.* (2005), medidas diretas das forças internas que agem na coluna vertebral por meio de estudos *in vivo*, são normalmente evitados, em virtude dos possíveis efeitos negativos da introdução de um transdutor de pressão do tipo agulha no disco intervertebral. Desta forma, são relatados poucos experimentos dessa natureza, principalmente, no que diz respeito aos estudos invasivos, que quantificam as forças internas na coluna vertebral.

Na década de 60, surgiram os primeiros estudos que avaliaram a pressão intradiscal (IDP), *in vivo*. Cinco voluntários, após exame radiológico, sofreram a introdução cirúrgica de um sensor de pressão do tipo agulha no terceiro disco intervertebral, entre a terceira e a quarta vértebras lombares (L3-L4), sendo avaliada a pressão intradiscal (IDP) na posição sentada (NACHEMSON; MORRIS, 1963). Dando continuidade ao estudo anterior, foram estimadas as IDPs em várias atividades diárias. Os resultados demonstraram que na posição sentada, por exemplo, a IDP no núcleo pulposo é 40% maior quando comparada à posição ereta (NACHEMSON; MORRIS, 1964). Tais estudos foram, até hoje, considerados referência para validação de estudos atuais.

Wilke *et al.* (1999) e Wilke *et al.* (2001) também realizaram estudos *in vivo* no intuito de mensurar a pressão intradiscal, entre quarta e quinta vértebras lombares, em várias atividades diárias, como sentar, inclinar-se para frente, levantar uma carga com e sem flexão dos joelhos. A intenção dos autores era prover uma base de dados para validação e comparação de modelos computadorizados utilizados na predição da IDP.

O método direto necessita de processo cirúrgico invasivo, o que esbarra em questões éticas, dificultando pesquisas com esse método, tornando necessários o desenvolvimento e a utilização do método indireto. Os modelos biomecânicos consistem em métodos simplificados de avaliação de uma realidade complexa, que é o movimento humano. Esses modelos, a partir de informações iniciais (dados de entrada), utilizando critérios mecânicos e/ou fisiológicos, estimam indiretamente as forças internas (dados de saída). Medidas de antropometria, cinemetria e dinamometria são normalmente utilizadas como dados de entrada nesses modelos (DALLA VECCHIA *et al.*, 1997).

Santa Maria (2001) desenvolveu um modelo biomecânico simplificado em duas dimensões (2D), para a avaliação das forças atuantes durante atividades de levantamento impróprio de carga e o movimento de flexão/extensão na coluna lombar. A coluna vertebral foi modelada como um conjunto de três segmentos retilíneos rígidos articulados entre si.

Utilizou o método da dinâmica inversa, aplicado a um modelo de segmentos articulados simplificado, e foram estimadas as forças musculares médias e a força de contato articular na articulação vertebral L5/S1 como função dos ângulos de inserção da musculatura extensora da coluna. Para a construção do modelo foram identificados: musculatura principal, dados antropométricos, ângulos de inserção musculares, modelo antropométrico e registro da imagem do levantamento de peso. O modelo matemático forneceu um sistema de equações que avaliam as forças que atuam na coluna vertebral durante o movimento de extensão, em função de dados anatômicos.

La Torre *et al.* (2008) estimaram as forças internas que atuam sobre a coluna lombar durante a atividade de levantar objetos, quando dez indivíduos executaram quatro técnicas de levantamento, com velocidade controlada, sendo registrados, simultaneamente, dados de dinamometria e cinemetria 2D. Utilizando a dinâmica inversa, foram calculadas a força articular resultante entre L5/S1 e a força muscular resultante dos eretores da coluna vertebral. Os resultados demonstraram que a técnica da dinâmica inversa se mostrou adequada para estimar as forças atuantes na coluna vertebral e que as forças articulares e musculares não diferiram significativamente nas quatro técnicas avaliadas de levantamento de carga.

Marras *et al.* (2010) afirmam que as forças geradas na coluna vertebral em função das exposições na indústria são um grande risco para as lombalgias, principalmente nas atividades em que ocorre manuseio de materiais e levantamento manual de carga. No seu estudo, desenvolveu e validou uma instrumentação automatizada, denominado METS (*Moment Exposure Tracking System*), o qual captura o momento gerado por cargas dinâmicas e postura da coluna vertebral adotadas em centros de distribuição. Os resultados obtidos demonstram que a instrumentação utilizada forneceu meios válidos e confiáveis para avaliar o momento gerado pelas cargas em tarefas dinâmicas, como levantamento manual de carga.

Waters e Garg (2010) desenvolveram um modelo biomecânico bidimensional para avaliar tarefas de manuseio manual de materiais realizados por jovens e adolescentes. O modelo utiliza a idade, o gênero, a postura adotada e o peso da carga como dados de entrada, e proporciona uma estimativa das forças de compressão e cisalhamento no disco intervertebral, além da demanda de força utilizada. O modelo pode ser utilizado para avaliar se uma tarefa específica excede as exigências de resistência de jovens de certas idades.

O Centro de Ergonomia da Universidade do Michigan (<http://www.umich.edu/~ioe/3DSSPP/>) desenvolveu um programa para análise de tarefas de manuseio de materiais denominado 3D SSPP. O programa prediz condições de esforço para tarefas de levantar, puxar e empurrar cargas. O programa possibilita a simulação de tarefas

que inclui dados de postura, parâmetros de força e medidas antropométricas. Os dados de saída do programa incluem forças de compressão na coluna vertebral e comparação dos dados tendo com referência NIOSH. A análise dos resultados é auxiliada por um recurso de geração automática de postura e ilustrações tridimensionais.

Para Lu, Waters and Werren (2012) a análise da postura baseado em imagens empregando modelos biomecânicos está ganhando popularidade crescente para avaliações ergonômicas. Esses autores utilizaram o método de simulação da postura humana, 3D SSPP, para estimar a compressão e momento na região lombossacra durante o levantamento de carga realizado em três níveis de flexão do tronco, dois níveis de levantamento assimétrico e três ângulos de visão diferentes. Os resultados obtidos quanto à força de compressão e momento, calculados por um modelo biomecânico tridimensional, apresentou um erro em torno de 5% apenas, concluindo que o método de simulação permite aos pesquisadores quantificar, simultaneamente, ângulos da coluna vertebral e as variáveis de carga com exatidão e precisão.

Xu Xu *et al.* (2012) afirmam que o disco intervertebral L5/S1 tem sido utilizado em muitos estudos para quantificar a carga lombar durante tarefas de levantamento manual de cargas. Esses autores desenvolveram um sistema de codificação por vídeo (3D), para estimar os momentos no disco L5/S1 durante tarefas de levantamento manual assimétrico de cargas. Por meio do registro de imagens da tarefa de levantamento manual de cargas, foi possível gerar uma reconstrução 3D da tarefa analisada e assim estimar os momentos no disco. Esta abordagem pode ser uma alternativa para avaliar o levantamento manual de carga dentro das indústrias.

Segundo Arjmand *et al.* (2011), ergonomistas e bioengenheiros relatam dificuldades na hora de escolher os modelos que estimam e quantificam as cargas na coluna vertebral, principalmente os utilizados para analisar o levantamento manual de carga simétrico, pois alguns são complexos, mais precisos ou menos precisos. Entretanto, os modelos mais simples acabam sendo mais simples de serem aplicados e conseguem por meio de equações quantificar as cargas na coluna vertebral e o risco de lesões.

São muitos os estudos na literatura que se utilizam de métodos indiretos para estimar as forças internas na coluna lombar durante o levantamento de carga (ANDERSON; CHAFFIN, 1986; FRIGO, 1990; PLAMONDON; GAGNON; DESJARDINS, 1996; CHENG *et al.*, 1998; SANTA MARIA, 2001; KINGMA; VAN DIEËN, 2004; LA TORRE *et al.*, 2008; LA TORRE, 2009; TOMAZINI, 2009; WATERS; GARG, 2010; MARRAS *et al.* 2010; ARJMAND *et al.*, 2011). Os resultados desses estudos fornecem dados importantes para avaliação e intervenção ergonômica no trabalho.

2.3.2 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) consiste em um sistema de averiguação do sinal elétrico que emana do músculo, cujo objetivo é analisar a atividade elétrica muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). É uma técnica utilizada para o monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo (ENOKA, 2000).

Os sinais elétricos que acompanham a estimulação química das fibras musculares se propagam pelos músculos e tecidos moles subjacentes. Dessa forma, um sistema de EMG de superfície torna-se eficaz para obtenção dos sinais mioelétricos, podendo ser registrados e analisados para determinar duração e intensidade do esforço muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Segundo Gazzoni (2010), a eletromiografia de superfície é uma ferramenta importante na avaliação dos riscos relacionados ao trabalho. Três questões principais são abordadas em ergonomia através da EMG: 1) a análise de ativação muscular; 2) a análise das forças exercidas e torques e 3) a análise da fadiga muscular. Muitos estudos têm sido realizados em condições estáticas. Em ergonomia, no entanto, é mais relevante para estudar a atividade muscular e fadiga durante as tarefas reais que são, em geral, dinâmicas.

Segundo Pellenz (2005), a musculatura do dorso é a que mais sofre com o levantamento de pesos. A coluna vertebral apresenta certas características anatômicas que influenciam diretamente a mecânica dos movimentos corporais. Quando do levantamento de cargas, os músculos dorsais muito curtos se contraem lentamente ao serem solicitados.

A ação dos músculos extensores da coluna tem sido amplamente analisada empregando-se eletromiografia, com eletrodos de superfície. O potencial de ação, que esse grupo muscular desenvolve durante várias posturas e movimentos, vem sendo estudado sob diversas condições experimentais, que tentam assemelhar-se às posições adotadas pelo corpo humano, tanto em atividades do dia-a-dia quanto em condições específicas de trabalho e/ou treinamento (MORAES, 1999).

Para melhor avaliar a função dos músculos eretores da coluna durante o levantamento de carga muitos estudos utilizaram a eletromiografia permitindo correlacionar o esforço muscular e as forças externas que atuam no ser humano durante as atividades de vida diária (GLAUGLITZ *et al.*, 2003; BARBOSA; GONÇALVES, 2007).

Anderson, Ortengren e Herberts (1977) verificaram que quando um indivíduo fica posicionado verticalmente com a pelve bloqueada onde o indivíduo segura uma carga entre 40

cm e 50 cm de distância, num ângulo de 30 graus, a atividade eletromiográfica aumenta conforme aumenta a carga.

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

Kim (1995) examinou em seus estudos os efeitos da postura, carga e frequência na atividade eletromiográfica nos músculos do tronco e a fadiga muscular durante o levantamento dinâmico repetitivo. Foram coletados dados eletromiográficos durante 120 minutos em 4 diferentes condições de levantamento manual de carga. Ele observou que houve uma diminuição na média da frequência, e o sinal eletromiográfico foi mais evidente na postura assimétrica do que na simétrica; também foi visto que os músculos fadigaram mais rápido em frequências e cargas mais altas.

Floyd e Silver⁴ (1955) apud Moraes (1999) estudaram por meio da eletromiografia os eretores da coluna durante o levantamento de peso, concluindo que o grupo muscular é motor primário no movimento; os músculos mantêm-se relaxados no início do movimento com carga de até 25 kg, sendo que, no início do movimento, há maior trabalho dos extensores do quadril.

Gonçalves (1996) estudou, com a ajuda da eletromiografia, a participação dos eretores da coluna durante o levantamento manual de carga nas variáveis: postura (joelho, quadril e tronco), altura inicial da carga (0 e 19 cm) e com o uso de cinto. O estudo foi realizado com dez voluntários do sexo masculino com idade entre 18 e 25 anos. Os autores concluíram que o grupo muscular estudado não apresentou alteração na atividade eletromiográfica, independentemente do uso ou não do cinto, da altura inicial da carga e da postura inicial.

Krumholz *et al.* (2007) analisaram o comportamento eletromiográfico dos músculos eretores do tronco em sete níveis, bilateralmente, durante atividade simétrica de levantamento de carga visando identificar zonas vertebrais com comportamento elétrico similar. Três sujeitos do sexo masculino realizaram vinte repetições do gesto, sendo dez com os joelhos estendidos e dez com os joelhos fletidos, divididas em quatro fases: descida sem carga, subida com carga, descida com carga e subida sem carga. Na fase de subida da carga com joelhos estendidos foram encontradas, bilateralmente, quatro zonas onde o comportamento ocorre de forma similar: zona 1 (sétima vértebra cervical e terceira vértebra torácica), zona 2 (sexta

⁴ FLOYD, W.F.; SILVER, P.H.S. The functions of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. **J. Physiol.**, v. 129, p. 184-203, 1955 apud MORAES, A. C. Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e abordagem da pressão intradiscal na coluna lombar. 1999. 146 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1999.

vértebra torácica), zona 3 (nona vértebra torácica) e zona 4 (primeira, terceira e quinta vértebras lombares).

Pupo, Detanico e Reis (2008) verificaram a relação existente entre a força gerada pelos músculos eretores da coluna, calculado a partir da técnica de dinâmica inversa, com a atividade eletromiográfica (EMG) durante a sustentação de uma carga com diferentes níveis de flexão de tronco. A investigação consistiu em suportar estaticamente uma carga (20 e 30 % da massa corporal do indivíduo) com as mãos em três diferentes inclinações de tronco, 10°, 25° e 40°. A partir dos resultados encontrados no estudo concluíram que tanto a dinâmica inversa como a eletromiografia mostraram-se coerentes para a predição do esforço muscular nos músculos eretores da coluna durante a sustentação de cargas com diferentes inclinações do tronco.

Segundo Gonçalves e Pereira (2009) a capacidade de levantamento e abaixamento manual de carga continua preocupando as indústrias e o uso da eletromiografia (EMG) apresenta-se como uma alternativa no estudo da musculatura envolvida nessa atividade. Os autores realizaram uma pesquisa para analisar a influência do uso do cinto pélvico sobre a atividade EMG dos músculos eretores da espinha e reto femoral, durante levantamento e abaixamento manual de carga e durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão do tronco, realizada antes e após essa atividade. Após a obtenção dos dados, analisaram e compararam a variabilidade, por meio de um coeficiente de variação (CV) do sinal EMG quando normalizadas por três métodos: pelo pico, pela média da atividade EMG e pelo sinal obtido durante a CVM. Os resultados demonstram menores valores de CV nos músculos pesquisados quando o sinal EMG foi obtido pelo pico, sendo, portanto, esse método preferível por apresentar menor variabilidade.

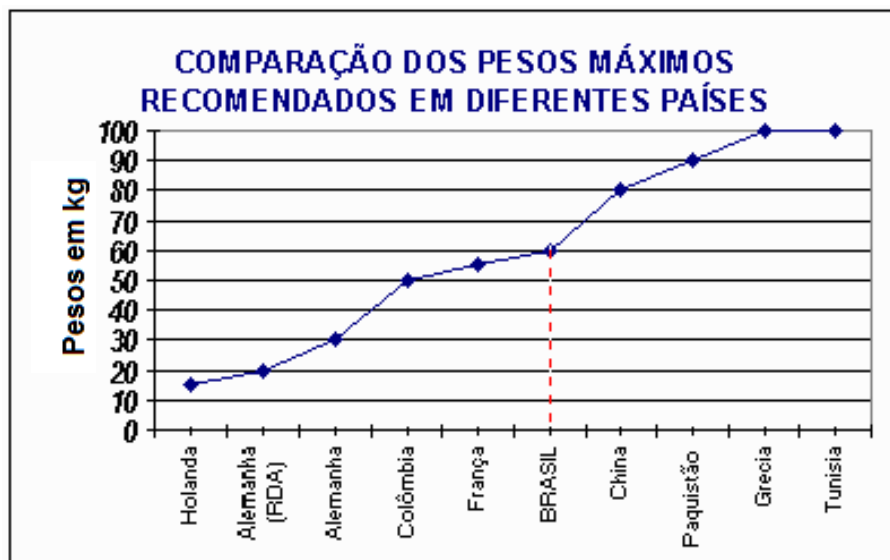
2.4 LIMITES PARA LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA: LEGISLAÇÃO E RECOMENDAÇÃO

No âmbito mundial, não há um consenso que regulamente o transporte e manuseio de cargas. Existem somente convênios que fixam os pesos limites, variando 20 kg até 100 kg ou mais (PELLENZ, 2005).

A Organização Internacional do Trabalho – OIT (1988) recomenda que o peso máximo para atividades laborais não ultrapasse 55 kg. No Brasil, a legislação não é muito específica neste ponto. Estipula em 60 kg o peso máximo que um trabalhador deve manusear, numa

atividade laboral (CLT, 2005). O Brasil permite um peso máximo próximo do recomendável pela Organização Internacional do Trabalho (OIT) em comparação a outros países, Figura 9.

Figura 9 - Peso máximo recomendado para manuseio de carga em diferentes países.



Fonte: (OIT, 1988).

A norma regulamentadora brasileira, NR-18, sobre condições e meio ambiente na indústria da construção, estabelece em 40 kg o peso máximo para o levantamento individual. Neste ponto, observa-se a falta de definição e clareza da legislação, determinando o limite de 60 kg para o transporte e 40 kg para o levantamento.

Embora a CLT (2005), em seu art. 198, fixe o peso máximo de 60 kg para o levantamento manual de carga, é sabido que as atividades envolvendo o manuseio frequente de cargas acima de 23 kg (NIOSH, 1994), bem como o manuseio de pesos em determinadas posições, particularmente, levantando-os do chão, aumentam, substancialmente, a incidência de lombalgias e outras doenças envolvendo a coluna vertebral.

Segundo a OIT, existem valores limites orientados para o levantamento de carga realizados por adultos, de acordo com o gênero, conforme apresentado na Tabela 1 (GRANDJEAN, 1998).

Tabela 1 - Cargas recomendadas para o levantamento de objetos de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (OIT).

<i>Carga</i>	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>
Eventualmente	50 kg	20 kg
Frequentemente	18 kg	12 kg

Fonte: (GRADJEAN, 1998).

Com relação às mulheres, não existe uma legislação específica, apenas recomenda-se que o peso limite para elas não exceda 50% do peso máximo estipulado para os homens.

Na Alemanha, segundo a OIT (1988), a legislação regulamenta pesos específicos para homens e mulheres de acordo com a frequência da atividade. O peso para mulheres em atividades ocasionais e frequentes independe da faixa etária, sendo de 15 kg e 10 kg respectivamente. No caso dos homens, existem diferenças importantes. Assim, para atividades ocasionais, o maior peso encontra-se na faixa etária dos 19 aos 45 anos, com 55 kg; nas outras duas faixas, abaixo de 19 anos e acima de 45 anos, o peso diminui substancialmente. Mas, no caso de atividades frequentes, o peso máximo que deverá ser levantado é de 30 kg na faixa etária de 19 a 45 anos, sendo que, nas outras duas faixas o peso diminui.

A Holanda, que apresenta recomendações para atividades no setor da construção civil, para ambos os sexos, recomenda um peso máximo de 10 kg em atividades ideais realizadas de forma frequente.

Na Hungria (OIT, 1988), existem limitações quanto ao peso a ser carregado, que dependem da distância e das condições do percurso. Na Hungria, também há recomendações quanto ao peso máximo (50 kg) em superfícies planas para homens maiores de 18 anos, com diferentes tipos de equipamentos manuais e mecânicos. A frequência de levantamento e transporte de cargas é um fator importante.

A Inglaterra estabeleceu algumas normas para os empregadores, as quais recomendam para cada peso as medidas adequadas, a fim de garantir a integridade dos trabalhadores. Os pesos variam de 16 kg a 55 kg, este máximo somente em situações esporádicas e com treinamento específico para o trabalhador que manipule esta carga.

2.4.1 Equação de NIOSH

O levantamento manual de cargas e sua manipulação constante são descritos na literatura como sendo as principais causas de lombalgia. A necessidade de regulamentação de um valor máximo de peso recomendável foi estudado pelo *National Institute for Occupational Safety and Health*, o qual desenvolveu, em 1981, uma equação para avaliar a manipulação de cargas no trabalho que foi publicado no informe técnico intitulado *Work Practices Guide for Manual Lifting* (NIOSH, 1981).

Em 1991, devido ao número restrito de casos de tarefas de levantamento que a ferramenta era aplicável, ocorreu uma revisão da equação e novos fatores foram introduzidos:

a manipulação assimétrica de cargas, a duração da tarefa, a frequência dos levantamentos e a qualidade da pega. Além disso, discutiram-se as limitações da equação e o uso de um índice para a identificação de riscos (NIOSH, 1994).

A equação de NIOSH é uma ferramenta criada para identificar os riscos de distúrbios osteomusculares associados à carga física, à qual o trabalhador está submetido, e recomendar um limite de peso adequado para cada tarefa em questão, de maneira que uma determinada porcentagem da população possa realizar a tarefa sem risco de desenvolver distúrbios osteomusculares. Segundo Waters *et al.* (1993), essa equação tem como objetivo principal prevenir ou reduzir a ocorrência de lombalgias nos trabalhadores que executam o levantamento de carga durante o trabalho.

A elaboração da equação, nas duas versões, levou em consideração quatro critérios: o epidemiológico; o biomecânico, que limita o estresse na região lombossacra (L5-S1); o fisiológico, que limita o estresse metabólico e a fadiga associada a tarefas de caráter repetitivo; e o critério psicofísico, que limita a carga se baseando na percepção que o trabalhador tem da sua própria capacidade, aplicável a todo tipo de tarefa, exceto àquelas em que a frequência de levantamento é elevada, mais de seis levantamentos por minuto (NIOSH, 1981; WATERS *et al.*, 1993). Além dos dados epidemiológicos, foram utilizados, nos demais critérios, valores preestabelecidos, obtidos de diversos estudos, para definir os componentes da equação, conforme demonstra a Tabela 2.

Tabela 2 - Critérios utilizados na equação de NIOSH.

<i>Disciplina</i>	<i>Descrição do Critério</i>	<i>Valor</i>
Biomecânico	Força de compressão máxima no disco L5/S1	3400 N
Fisiológico	Máximo de energia despendida	2.2 – 4.7 Kcal/min
Psicofísico	Peso máximo aceitável	Aceitável para 75% das mulheres e 99% dos homens

Fonte: NIOSH (1994).

O método NIOSH propõe que, para uma situação qualquer de trabalho, existe um Limite de Peso Recomendado (LPR), estimado a partir de um conjunto de variáveis, os quais descrevem as condições em que o levantamento é executado.

A equação de cálculo utilizada para determinar o LPR é a seguinte:

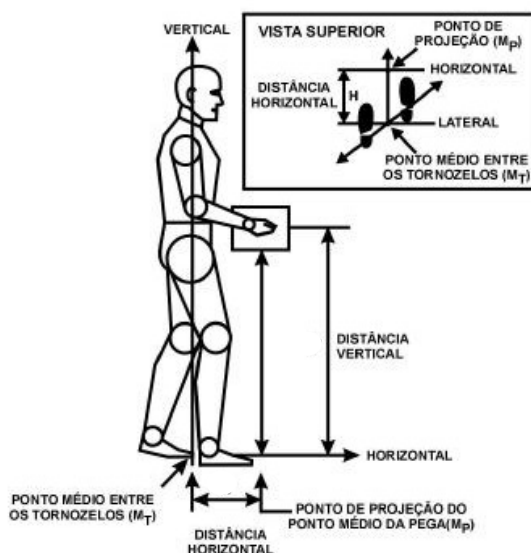
$$LPR = 23 \times FDH \times FAV \times FDVP \times FFL \times FRLT \times FQPC \quad (1)$$

O valor máximo da carga em condições em que todas as variáveis do levantamento são adequadas é de 23 Kg. O conjunto de variáveis considera os fatores de distância horizontal do indivíduo em relação à carga (FDH), a altura vertical inicial em que a carga é levantada (FAV), a distância vertical percorrida desde a origem até o destino dela (FDVP), a frequência do levantamento (FFL), o fator de rotação do tronco (FRLT) e o fator de qualidade da pega da carga (FQPC). Cada variável possui um coeficiente, que é estabelecido em função dos valores encontrados na tarefa específica (NIOSH, 1994).

Cada coeficiente deve ser calculado a partir da fórmula apropriada, mas, em alguns casos será necessária a utilização de uma interpolação linear para determinar o valor de um coeficiente, especialmente quando o valor de uma variável não está disponível diretamente a partir de uma tabela (WATERS *et al.*, 1993).

A Figura 10 ilustra as variáveis distância horizontal (FDH) e distância vertical (FDVP) utilizada na equação para cálculo do LPR.

Figura 10 - Representação gráfica das variáveis: distância horizontal e distância vertical.



Fonte: (NIOSH, 1994).

A FDH ideal corresponde a 25 cm; FAV ideal corresponde a 75 cm; FDVP ideal corresponde a 1, a FFL ideal é que seja menor do que uma vez a cada cinco minutos ($F < 0,2$ lev/min); FRLT ideal é que não haja rotação da tronco, portanto, 0° ; e a FQPC ideal é que a pega da carga seja fácil e confortável correspondendo ao valor 1. O caráter multiplicativo da

equação faz com que o valor limite de peso recomendado diminua à medida que nos afastamos das condições ideais de levantamento.

Segundo Shida e Bento (2012), esta equação estabelece os limites de cargas admissíveis em função dos tipos de tarefas, caracterizados pelas posições de partida e destino da carga, assim como pela frequência de levantamento da carga e a porcentagem de jornada de trabalho empregada nas tarefas de elevação de cargas. O método estabelece um limite correspondente à carga que praticamente qualquer trabalhador pode levantar durante a jornada de 8 horas, sem aumentar o risco de lesões da coluna vertebral.

Ao estabelecer o limite de peso recomendável, máximo em 23 kg, sugere-se que mais de 90% dos homens e mais de 75% das mulheres podem levantá-lo sem problemas (WATERS *et al.*, 1993). Assim, para que uma pessoa possa levantar uma carga de 23 kg, todas as variáveis da equação proposta pelo método devem estar em condições ideais para a tarefa, caso contrário o LPR é menor que 23 kg.

Os mesmos autores recomendam que após o cálculo do LPR para uma determinada tarefa, ele deve ser comparado ao peso real da carga levantada. Essa relação fornece o índice de levantamento (IL), que representa uma estimativa do estresse físico e risco associado à tarefa avaliada. Esse índice é definido pela por:

$$IL = PC/LPR \quad (2)$$

Onde:

PC = Peso real da carga levantada

LPR = Limite de peso recomendado

O IL é baseado no conceito de risco de lombalgia, ou seja, à medida que o valor do IL aumenta, o risco de dor e/ou lesão na coluna lombar também aumenta (TEIXEIRA; OKIMOTO; GONTIJO, 2011). A classificação do IL é dada da seguinte forma: $IL < 1,0$ (risco baixo); $1,0 < IL < 2,0$ (risco médio); $IL > 2,0$ (risco alto).

A equação NIOSH, elaborada para avaliar o risco associado ao levantamento de cargas em determinadas condições, apresenta algumas limitações tais como: não leva em consideração o risco potencial associado aos efeitos cumulativos dos levantamentos repetitivos; não considera eventos imprevistos como deslizamentos, quedas nem sobrecargas inesperadas; não foi desenvolvida para avaliar tarefas onde ocorre levantamento com apenas uma mão e/ou de forma rápida e brusca (TEIXEIRA, 2004).

3 METODOLOGIA

Para os ensaios de levantamento de cargas na direção vertical, 12 voluntárias participaram no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia – UNESP, Campus de Guaratinguetá. O levantamento foi realizado de forma simétrica com a velocidade determinada pelas próprias voluntárias.

As medidas biomecânicas foram obtidas em termos de parâmetros cinemáticos: postura e posição das cargas; parâmetros cinéticos: valores de carga com base na equação de NIOSH e parâmetros de atividade muscular: eletromiografia nos músculos extensores da coluna vertebral.

3.1 ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA

Nesta pesquisa, seguiu-se os preceitos éticos da Resolução n.196/1996 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde (MS), já que a mesma envolve seres humanos.

As voluntárias receberam um material informativo contendo a explicação do procedimento a ser realizado, as recomendações da vestimenta adequada para o dia da coleta, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A). Neste termo, estavam explicados os objetivos e as justificativas para a realização do estudo, os riscos e os benefícios aos quais seriam expostos. Após a leitura do documento, foram esclarecidas todas as dúvidas das voluntárias, que, posteriormente, assinaram duas vias do termo. Cada uma das voluntárias recebeu uma via; a outra ficou com a pesquisadora. Foi garantido aos voluntários o direito de recusarem-se a participar do estudo a qualquer momento, sem nenhum prejuízo. Também lhes foi informado o telefone da pesquisadora para a solução de quaisquer dúvidas que poderiam surgir posteriormente.

Este estudo foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Pindamonhangaba – CEP/FAPI, o qual o considerou aprovado, protocolo n. 209/2013 (Anexo A).

3.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo do tipo transversal, realizado no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG/UNESP). A amostra que participou da pesquisa teve que atender os seguintes critérios de inclusão e exclusão preestabelecidos:

- Critérios de Inclusão: mulheres com idade entre 20 a 35 anos, altura menor ou igual a 180 centímetros e índice de massa corporal (IMC) entre 18,5 e 24,9.
- Critérios de Exclusão: presença de enfermidades musculoesqueléticas, ortopédicas e ou degenerativas na coluna vertebral que possam interferir durante o levantamento manual de carga.

3.2.1 Amostra

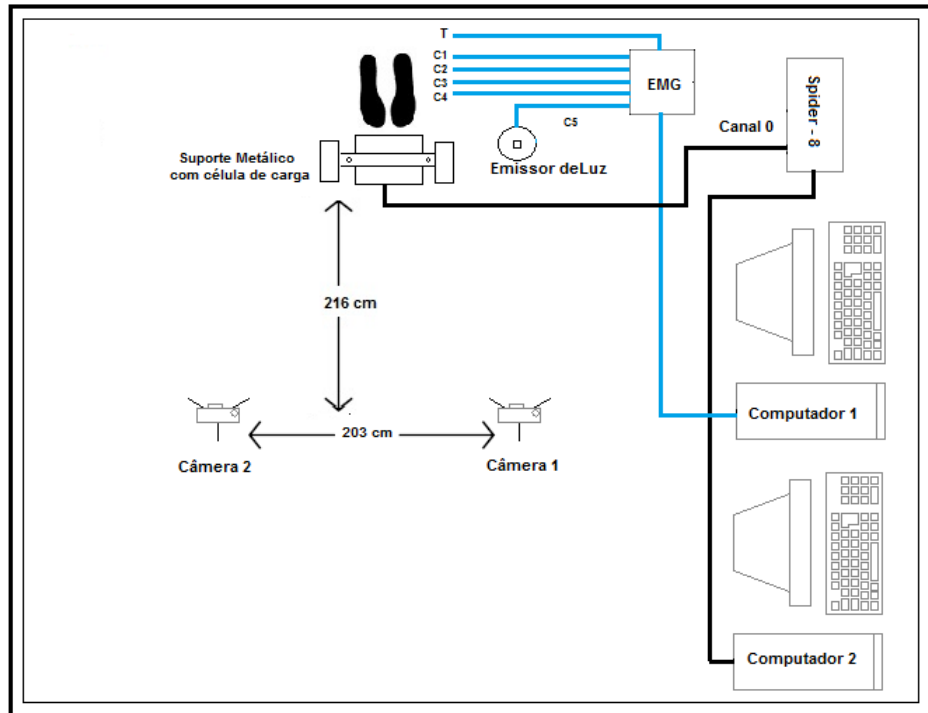
Utilizou-se uma amostra de 12 voluntárias, sendo todas estudantes universitárias das cidades de Guaratinguetá/SP e Cruzeiro/SP, dos cursos de Engenharia, Fisioterapia e Educação Física. A idade do grupo foi de $(25,7 \pm 4,3)$ anos, com massa de $(55,7 \pm 7,0)$ kg e altura de $(1,6 \pm 0,1)$ m. Da amostra, três voluntárias são consideradas sedentárias e oito realizam atividade física. Do grupo que executa atividade física regular, todas praticam exercícios do tipo resistido, com frequência de três a quatro vezes por semana.

3.3 BANCADA EXPERIMENTAL

Os instrumentos utilizados no estudo foram um eletromiógrafo da EMG *System* do Brasil[®]; *Spider 8* - HBM[®]; duas câmeras digitais Casio[®]; um aparelho emissor de luz, pesos do tipo anilha (5 kg) e caneleira (0,5 kg e 1 kg), suporte metálico acoplado à célula de carga, suporte de pesos (tipo bandeja), haste graduada e dois microcomputadores Hewlett Packard[®].

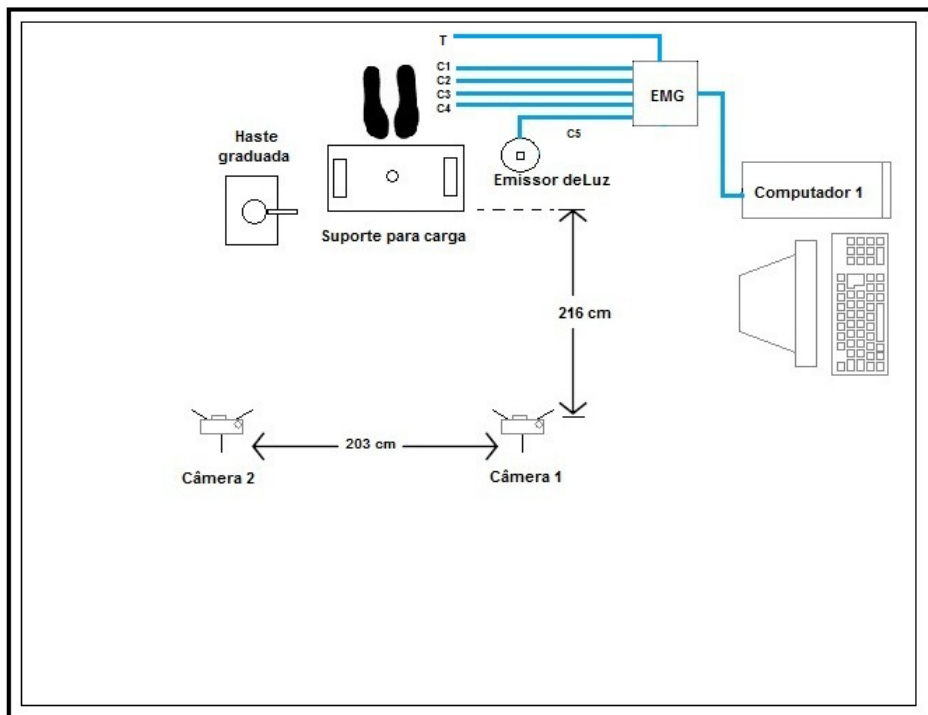
A Figura 11 apresenta um esquema do sistema utilizado para aquisição dos dados do eletromiógrafo, da cinemetria e da célula de carga nos ensaios de contração voluntária máxima. Já a Figura 12 representa o esquema utilizado para aquisição dos dados do eletromiógrafo e da cinemetria nos ensaios de carregamento com carga calculada pela equação de NIOSH (1994).

Figura 11 - Bancada experimental 1: esquema representativo para aquisição dos dados nos ensaios de CVM.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

Figura 12 - Bancada experimental 2: esquema representativo para aquisição dos dados nos ensaios de carregamento com carga recomendada pela equação de NIOSH.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

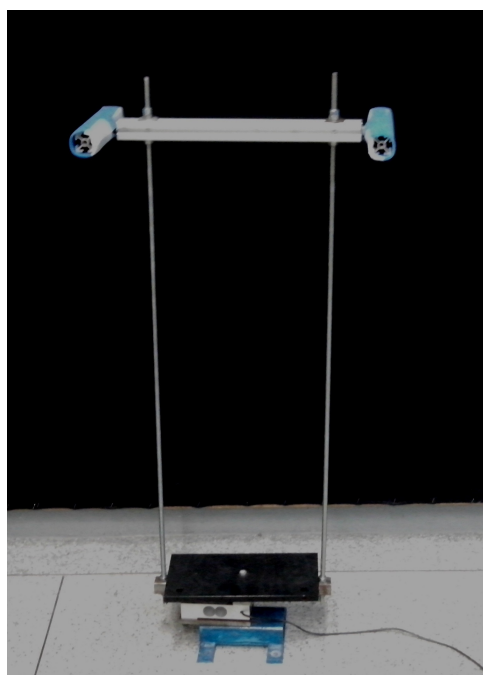
3.3.1 Análise Cinética

Para realização das coletas de dados para análise da força desenvolvida durante o carregamento, foram utilizados um suporte acoplado à célula de carga e um condicionador de sinais (*Spider 8* - HBM[®]), além do programa específico aplicado à aquisição e ao armazenamento dos dados brutos de força.

3.3.1.1 Suporte metálico acoplado à célula de carga

Para análise da força desenvolvida pela amostra, durante aquisição da contração voluntária máxima no carregamento mantido, foi construído um suporte metálico, com regulagem de altura, ao qual foi acoplado uma célula de carga (Figura 13).

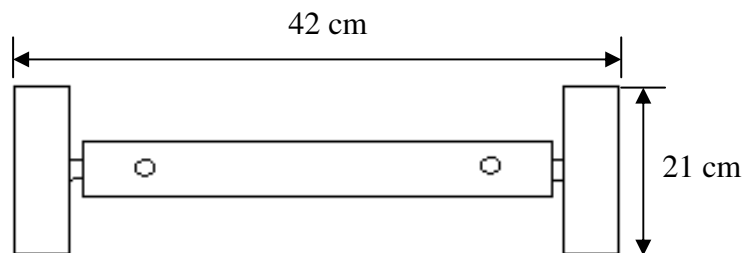
Figura 13 - Suporte metálico, com regulagem de altura, acoplado à célula de carga.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

A parte do suporte que a participante segurou para realizar o carregamento foi confeccionada em perfil de alumínio, sendo seu formato e suas dimensões apresentados na Figura 14.

Figura 14 - Detalhe do suporte metálico utilizado nos ensaios de CVM.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

Utilizou-se esse dispositivo eletromecânico para mensuração da força de reação vertical (F_z) desenvolvida pelas participantes durante a aquisição dos dados de contração voluntária máxima (CVM) em cinco alturas preestabelecidas, proposto pela pesquisadora:

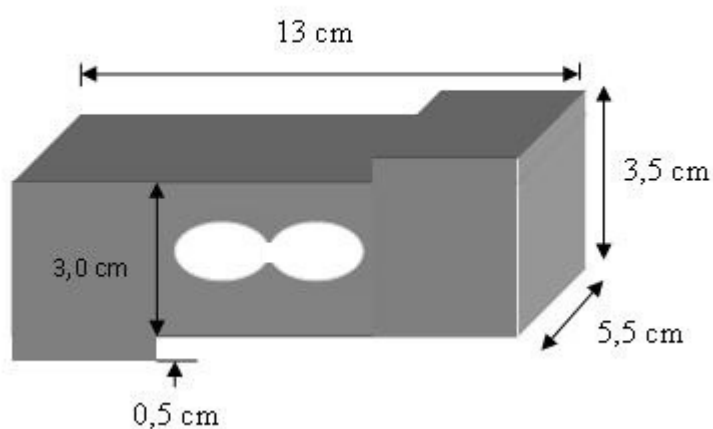
- Ponto zero: refere-se à posição inicial do carregamento, fixado a 23 centímetros do chão;
- Ponto 25: refere-se a vinte e cinco por cento do deslocamento vertical da carga durante o movimento de carregamento, com altura média de 43,46 cm e desvio padrão de $\pm 1,20$ cm.
- Ponto 50: refere-se a cinquenta por cento do deslocamento vertical da carga durante o movimento de carregamento, com altura média de 63,83 cm e desvio padrão de $\pm 2,22$ cm.
- Ponto 75: refere-se a setenta e cinco por cento do deslocamento vertical da carga durante o movimento de carregamento, com altura média de 84,21 cm e desvio padrão de $\pm 3,26$ cm.
- Ponto 100: refere-se a cem por cento do deslocamento vertical da carga, ou seja, posição final do carregamento, com altura média de 104,67 cm e desvio padrão de $\pm 4,44$ cm.

Esse dispositivo foi desenvolvido com regulagem de altura, para que a pesquisadora pudesse ajustar para cada voluntária as cinco alturas, considerando as medidas antropométricas e o deslocamento vertical total individual apresentado no movimento de carregamento. Isso possibilitou a reprodutibilidade da tarefa para execução da análise do carregamento em diferentes alturas do deslocamento vertical da carga.

Optou-se em utilizar uma célula de carga já existente no Laboratório de Biomecânica, construída em aço e formato binocular, a qual pode ser facilmente acoplada ao suporte metálico. As dimensões da célula de carga podem ser visualizadas na Figura 15.

Foram utilizados quatro extensômetros elétricos da marca MM[®], tipo J2A-06-SO38-350, fator de ganho $2,0 \pm 1,0 \%$, os quais foram posicionados nas regiões superiores (dois extensômetros) e inferiores (dois extensômetros) da célula.

Figura 15 - Célula de Carga: dimensões.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

A força gerada durante a contração voluntária máxima foi medida por sensores denominados extensômetros (*strain gages*), os quais foram fixados na célula de carga. Os extensômetros foram dispostos num circuito, tipo ponte completa de *Wheatstone* com compensador de temperatura para não ocorrer à influência da variação da temperatura no ambiente de coleta de dados, pois apresenta maior sensibilidade para medidas de pequenas variações de resistência, de acordo com Fialho (2005). Neste caso, as forças são obtidas indiretamente em função das deformações ocorridas na célula carga.

3.3.1.2 Spider 8 – HBM[®]

O *Spider 8* da marca HBM[®], Figura 16, é um sistema eletrônico de aquisição para medição de sinais elétricos de diferentes tipos de transdutores, no caso extensômetros elétricos.

Figura 16 - *Spider 8* (HBM®): sistema utilizado para aquisição dos sinais elétricos da célula de carga acoplada a suporte metálico.



Fonte: Disponível em: <http://www.hbm.com/en/menu/products/measurement-electronics-software/pecialized-data-acquisition-systems/spider8/>. Acesso em 20 de julho de 2013.

As conexões elétricas dos extensômetros resultaram em um único cabo conectado no canal zero do *Spider 8*. Com a ativação desse canal, foi possível realizar a aquisição, o condicionamento e a amplificação dos sinais, que posteriormente foram conduzidos ao computador, onde os dados foram manipulados e armazenados por meio do *software Catman*®.

3.3.1.3 Calibração da célula de carga

Para a realização da calibração, fixou-se o suporte metálico no chão do Laboratório de Biomecânica, já com acoplamento da célula de carga, e retirou-se as hastes laterais desse com o intuito de permitir o posicionamento de anilhas, com massas de 5, 7 e 8 kg, que foram utilizadas no procedimento, conforme ilustra a Figura 17.

A calibração da célula de carga foi realizada no carregamento e descarregamento de anilhas de 0 N a 1007,24 N. Foram verificados 15 valores diferentes na forma ascendente, começando com 0 N e acrescentando sucessivamente valores aproximados de 75 N até o valor de 1007,24 N. Repetiu-se o procedimento para forma descendente, decrescendo valores aproximados de 75N até o valor zero.

Figura 17 - Calibração da célula de carga.



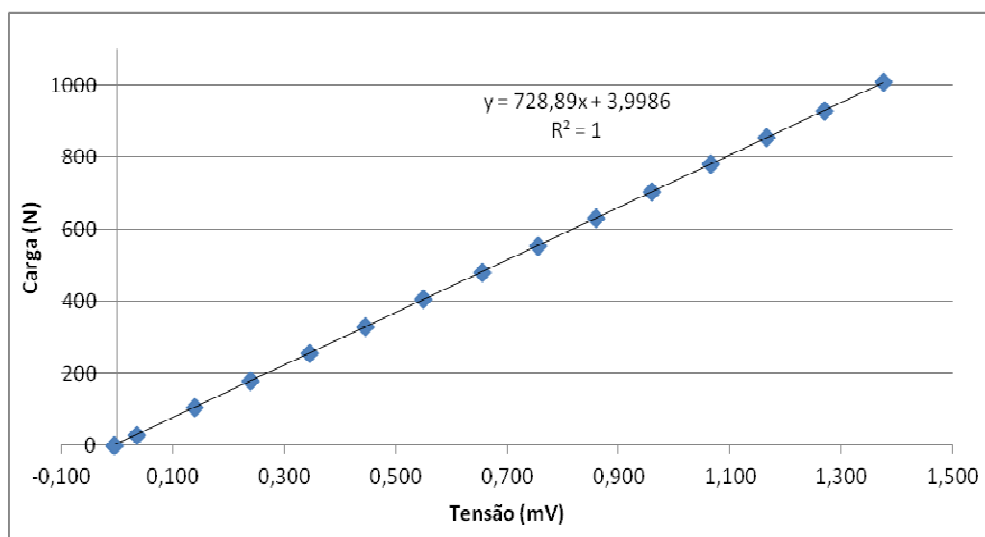
Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

O método de regressão linear foi utilizado, por meio do programa *Microsoft Office Excel*[®], para obter as curvas de calibração ascendente e descendente da célula de carga.

Observou-se entre as duas curvas, ascendente e descendente, obtidas pela célula de carga, uma forte correlação (R^2) com valor de $R^2 = 1$, tanto para curva ascendente como a descendente.

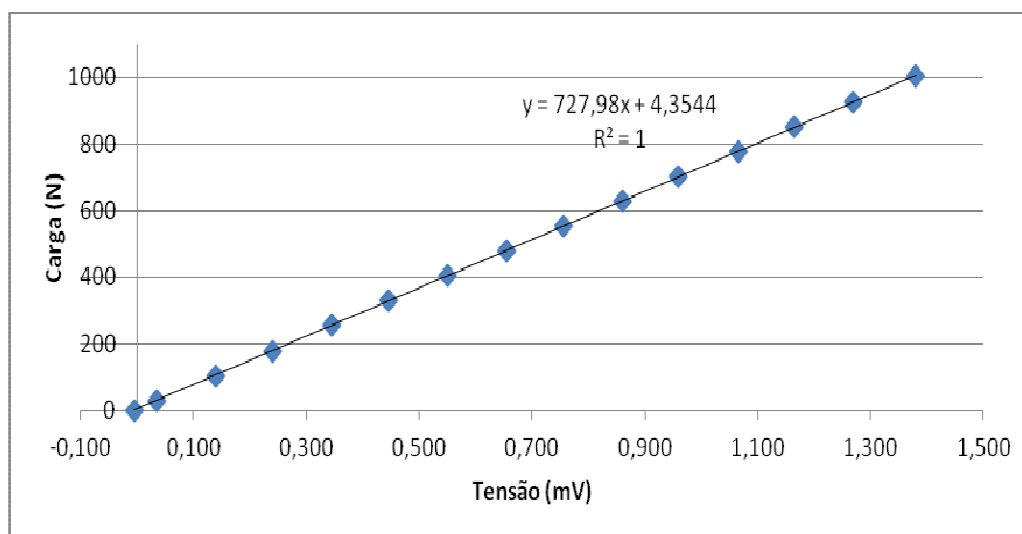
As Figuras 18 e 19 mostram as curvas de calibração ascendente e descendente obtidas respectivamente.

Figura 18 - Curva de calibração ascendente da célula de carga.



Fonte: Dados obtidos na calibração (OLIVEIRA, 2013).

Figura 19 - Curva de calibração descendente da célula de carga.



Fonte: Dados obtidos na calibração (OLIVEIRA, 2013).

3.3.2 Análise Cinemática

Para aquisição das imagens foram utilizadas duas câmeras digitais idênticas, cujas características técnicas estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3 - Características técnicas das câmeras digitais utilizadas na cinemetria.

Marca	Casio®
Modelo	Exilim/ EX-ZR200
Resolução	16.1 megapixels
Frequência de captura de imagens	30 Hz
Modo ajustado	STD (640x480)

Fonte: Dados do fabricante (CASIO, 2013).

As duas câmeras digitais foram fixadas sobre tripés, a uma altura de 111 cm em relação ao chão e com distância de 203 cm lateralmente entre elas (Figuras 11 e 12).

Utilizou-se tal posicionamento das câmeras com o intuito de favorecer a captação dos pontos antropométricos marcados durante o carregamento.

3.3.2.1 Aparelho emissor de luz

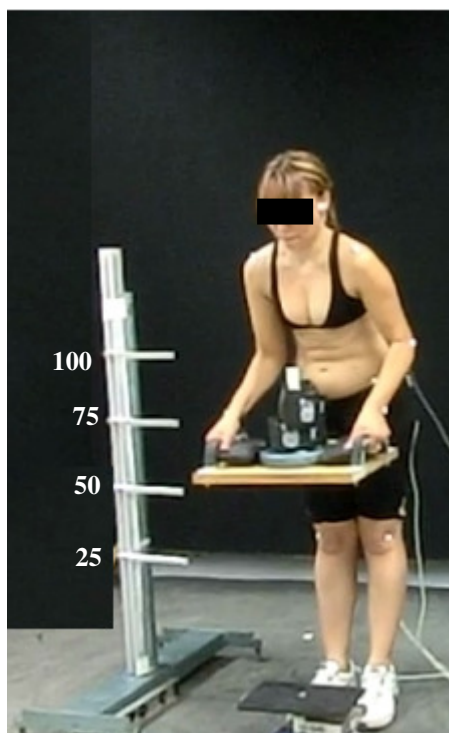
A sincronização das câmeras digitais ocorreu por meio do aparelho emissor de luz. Este dispositivo funciona à bateria e precisa ser acionado pela pesquisadora para acender a lâmpada. Durante os ensaios, esse dispositivo permaneceu à esquerda das participantes (Figuras 11 e 12).

Para as câmeras, o tempo inicial correspondeu ao sinal luminoso proveniente do acionamento do aparelho emissor de luz.

3.3.2.2 Haste graduada

Para seleção e sincronização das imagens das duas câmeras, nos ensaios de carregamento com carga calculada pela equação de NIOSH, referentes aos pontos 25, 50, 75 e 100, foi utilizada uma haste de alumínio com quatro marcadores horizontais móveis. A haste foi confeccionada e fixada num suporte de aço para facilitar o posicionamento ao lado dos sujeitos durante os ensaios, conforme ilustra a Figura 20.

Figura 20 - Haste graduada.



Fonte: Adaptada da imagem adquirada da câmera 1 (OLIVEIRA, 2013).

A haste de alumínio tem a altura de 110 cm e cada marcador 22,5 cm de largura. Esse dispositivo foi posicionado à direita das participantes, conforme já ilustrado na Figura 2, e não foi utilizado nos ensaios de CVM.

3.3.2.3 Calibração espacial

Realizou-se a calibração espacial das duas câmeras nos eixos x , y e z , conforme o intuito desta pesquisa de uma análise tridimensional (3D).

Seis fios de prumos, confeccionados com fios de nylon, com peso de chumbo na extremidade inferior e esferas de isopor com diâmetro de 15 mm, foram utilizados como calibrador espacial, conforme ilustra a Figura 21.

Figura 21 - Calibrador espacial: fios de prumo.



Fonte: Imagem adquirada pela câmera 1 (OLIVEIRA, 2013).

** Sistema de coordenadas não utiliza a regra da “mão direita”.

Os fios de prumo foram presos em dois trilhos de alumínio fixados paralelamente no teto do Laboratório de Biomecânica a uma distância de 50 cm (direção x), sendo que em cada um dos trilhos foram presos três fios de prumo, distanciados de 45 cm (direção y). O calibrador espacial foi montado sobre o local onde as voluntárias ficaram posicionadas para realizar a tarefa de carregamento de carga.

As distâncias entre as esferas de cada um dos fios de prumo (direção z) foram coletadas e essas medidas foram armazenadas em coordenadas (x, y e z), sendo que cada fio possuía dez esferas de isopor.

Foram selecionados 42 pontos (esferas de isopor) para serem demarcados para a execução do cálculo do coeficiente DLT por meio do método *Direct Linear Transformation* (DLT). Destes 42 pontos, foram utilizados sete pontos de cada fio de prumo. As coordenadas de imagens das câmeras foram determinadas usando a técnica de reconstrução 3D com base no trabalho de Reinschmidt (1996).

As câmeras 1 e 2 captaram as imagens do calibrador por um tempo de 30 segundos, sendo garantida a sincronia delas por meio do aparelho emissor de luz disparado pela pesquisadora, que correspondeu ao tempo inicial.

Após a aquisição das imagens do calibrador, os arquivos foram desentrelaçados pelo programa Kinovea[®], e, em seguida, salvos na pasta de trabalho do programa *MatLab*[®].

Para execução da calibração em ambiente *MatLab*[®] foi utilizado o programa – “rec_carga.m”, desenvolvido no Laboratório de Biomecânica.

Desse modo, a sequência de marcação de pontos foi obrigatoriamente igual às coordenadas gravadas no arquivo de dados “xyz_carga.m”.

Esse procedimento de marcação dos pontos foi realizado para os arquivos fragmentados das duas câmeras, e, após o seu término, o programa executou a transformação dos pixels em milímetros pelo uso do DLT.

3.3.2.4 Precisão da calibração

Utilizou-se os programas “rec_carga.m” e “marcpts_carga.m”, desenvolvidos no Laboratório de Biomecânica, para avaliar a precisão da calibração do programa de reconstrução de imagem 3D por meio de duas câmeras. Foram utilizadas as referências das coordenadas cartesianas descritas na Tabela 4.

Tabela 4 - Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração.

<i>Pts</i>	<i>X (cm)</i>	<i>Y (cm)</i>	<i>Z (cm)</i>	<i>Pts</i>	<i>X (cm)</i>	<i>Y (cm)</i>	<i>Z (cm)</i>	<i>Pts</i>	<i>X (cm)</i>	<i>Y (cm)</i>	<i>Z (cm)</i>
1	0	0	26	15	0	45	27	29	0	90	24,5
2	0	0	56,5	16	0	45	58,5	30	0	90	55,5
3	0	0	86,5	17	0	45	90	31	0	90	86,5
4	0	0	117,5	18	0	45	122	32	0	90	118
5	0	0	148,5	19	0	45	153,5	33	0	90	149
6	0	0	180,5	20	0	45	184,5	34	0	90	180
7	0	0	211,5	21	0	45	215,5	35	0	90	211,5
8	50	0	23	22	50	45	26	36	50	90	23
9	50	0	54,5	23	50	45	56	37	50	90	52
10	50	0	85,5	24	50	45	86,5	38	50	90	83
11	50	0	116,5	25	50	45	118	39	50	90	114,5
12	50	0	147,5	26	50	45	148	40	50	90	146
13	50	0	178	27	50	45	179	41	50	90	177,5
14	50	0	210	28	50	45	210	42	50	90	209

Fonte: Fios de prumo (OLIVEIRA, 2013).

Dos 42 pontos das coordenadas cartesianas apresentados na Tabela 4, foram utilizados 04 pontos para análise da precisão apresentados na Tabela 5. Os pontos selecionados para verificação da precisão são extremos do volume de controle, linhas diagonais do volume, que causam maior erro na reconstrução e por isso foram escolhidos (ROSA, 2010).

Tabela 5 - Pontos extremos analisados para teste de precisão.

<i>Pts</i>	<i>Conhecidos</i>			<i>Reconstruídos</i>		
	<i>X(cm)</i>	<i>Y(cm)</i>	<i>Z(cm)</i>	<i>X(cm)</i>	<i>Y (cm)</i>	<i>Z (cm)</i>
1	0	0	26	0,455	0,195	26,38
8	50	0	23	49,691	0,354	22,94
35	0	90	211,5	1,137	89,847	210,470
41	50	90	177,5	50,109	89,652	177,254

Fonte: Fios de prumo (OLIVEIRA, 2013).

O critério de análise de precisão de reconstrução foi obtido por meio do cálculo das distâncias entre dois pontos conhecidos. Utilizou-se a equação:

$$\text{Erro} = L_0 - L_1$$

(3)

Onde:

L_0 = distância calculada de pontos conhecidos

L_1 = distância calculada de pontos reconstruídos

A equação utilizada para o cálculo da distância do ponto conhecido (L_0) e para o ponto reconstruído (L_1) é apresentada a seguir:

$$L = [(X_0 - X)^2 + (Y_0 - Y)^2 + (Z_0 - Z)^2]^{1/2} \quad (4)$$

Calculou-se a precisão entre os pontos 1-35 e também para os pontos 8-41, obtendo-se o erro de 0,882 cm e 0,945 cm, respectivamente. Isto equivale 0,48% e 0,44% da distância real, o que demonstra que o sistema de calibração utilizado neste trabalho tem uma margem de erro de reconstrução pequena.

3.3.3 Análise Eletromiográfica

Para realização das coletas de dados para análise da atividade muscular desenvolvida durante o carregamento de carga foram utilizados um eletromiógrafo e eletrodos de superfície para eletromiografia, além do respectivo programa aplicado à aquisição e ao armazenamento dos dados brutos de atividade muscular.

3.3.3.1 Eletromiógrafo

O eletromiógrafo utilizado na pesquisa é da marca *EMG System do Brasil*[®], modelo 830 C, n° de série: 00414, de oito canais (Figura 22). A frequência de amostragem de 2000 Hz, com amplificação do sinal de 2000 vezes. O filtro foi ajustado na faixa de 10 Hz a 500 Hz, de quarta ordem, com tempo de análise de 10 segundos. Utilizou-se uma bateria LI-PO de 11,1 V e 1,8A/h, modelo BTD110203/11, para que não houvesse interferência dos sinais da rede elétrica.

Figura 22 - Eletromiógrafo de oito canais/ Modelo 830C – EMG System do Brasil®.



Fonte: (EMG System do Brasil, 2013).

Por meio deste equipamento realizou-se a aquisição dos sinais originados do ensaio de eletromiografia e também do sinal de sincronismo gerado pelo aparelho emissor de luz. Utilizaram-se eletrodos de superfície com configuração bipolar, de espuma, *Meditrace* 100 da marca Kendall®, de hidrogel adesivo e condutivo, resistentes a fluídos e no formato de gota.

Os eletrodos, aderidos à pele das voluntárias, captaram a corrente por meio da interface pele-eletrodo. Uma distância centro a centro de 20 mm entre os eletrodos foi mantida, delimitação respeitada por afetar, diretamente, o comprimento de banda das frequências, e a amplitude do sinal EMG (HERMENS *et al.*, 2000).

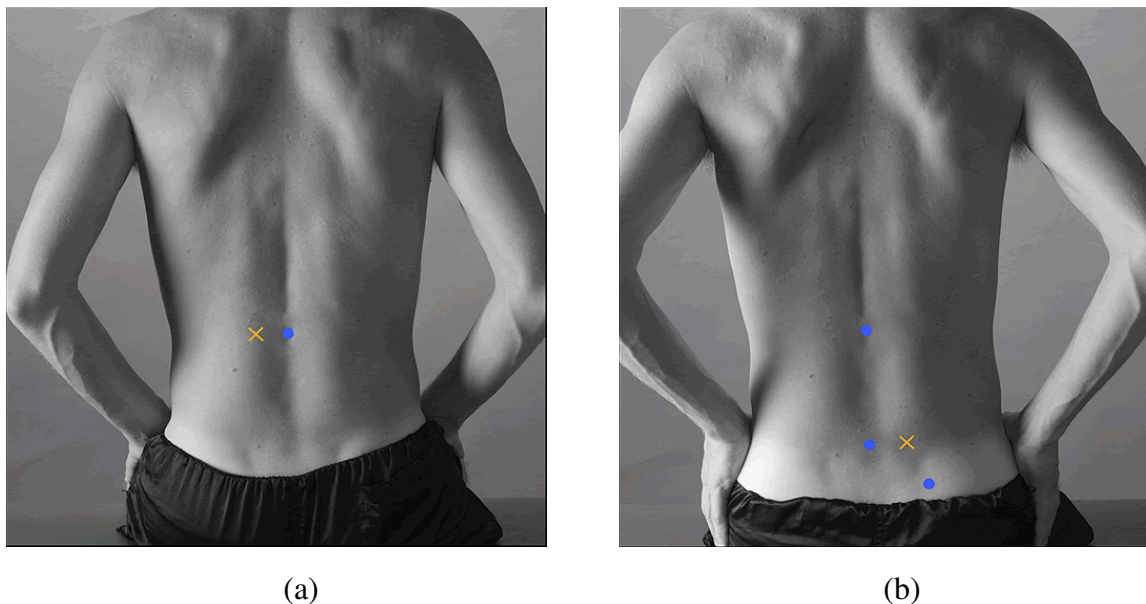
3.3.3.2 Músculos analisados

Instalaram-se os eletrodos nos músculos eretores da coluna vertebral, longuíssimo e multífido, conforme as recomendações de localização dos sensores em músculos individuais do protocolo SENIAM (*Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles*), alinhados no sentido das fibras musculares e entre o ponto motor e o tendão distal de cada músculo avaliado.

Para o músculo longuíssimo o eletrodo foi posicionado a dois dedos de largura em relação ao processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L1). Já para o músculo multífido

posicionou-se entre a espinha ilíaca pósterio-superior e a linha média, ao nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar (L5), conforme ilustra a Figura 23.

Figura 23 - Localização dos eletrodos de superfície (marcação “x”): (a) Músculo Longuíssimo e (b) Músculo Multífido.



Fonte: (SENIAM, 2013).

Afixou-se um eletrodo monopolar de referência (terra) no processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7).

Foram utilizados somente cinco canais do eletromiógrafo, dispostos da seguinte maneira, como mostra o Quadro 1.

Quadro 1 - Canais do eletromiógrafo com respectivos músculos analisados.

Canal	Músculo
1	Longuíssimo esquerdo
2	Longuíssimo direito
3	Multífido esquerdo
4	Multífido direito

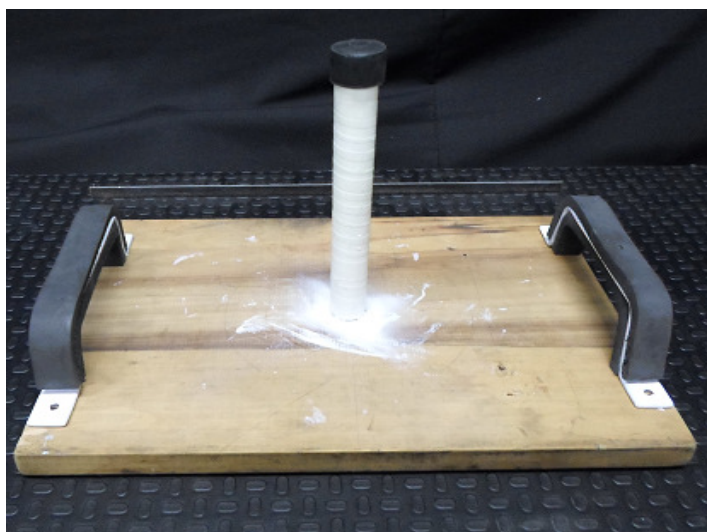
Fonte: Dados do estudo (OLIVEIRA, 2013).

O quinto canal foi utilizado para captar o sinal elétrico emitido pelo emissor de luz, para sincronização temporal dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

3.3.4 Suporte para carga

Um suporte, semelhante a uma bandeja, foi construído para posicionar os pesos utilizados no carregamento realizado pelas participantes. Foi confeccionado em madeira e aço e com as seguintes dimensões: 42 cm de largura, 30 cm de comprimento, 10 cm de altura e haste central com 24 cm, a Figura 24 apresenta o suporte.

Figura 24 - Suporte para carga (tipo bandeja).



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

3.3.5 Equação de NIOSH: carga recomendada

Para cada uma das voluntárias foi calculada a carga recomendada para realização do levantamento, conforme é apresentado na Tabela 6. Apesar das variações antropométricas da amostra, a diferença máxima encontrada, nos valores obtidos de carga recomendada, foi de aproximadamente 15%. A equação foi aplicada por meio de planilha do programa *Excel*[®], sendo adotados os seguintes parâmetros: fator distância horizontal (FDH) média de 25,85 cm e desvio padrão de $\pm 2,49$ cm; altura vertical inicial da carga (FAV) de 23 cm; distância vertical média percorrida (FDVP) de 81,67 cm e desvio padrão de $\pm 4,44$ cm; fator de frequência do levantamento (FFL) igual 0,95; fator de rotação do tronco (FRLT) igual a 1 e o fator de qualidade da pega da carga (FQPC) igual a 1.

Tabela 6 - Carga recomendada calculada pela Equação de NIOSH.

<i>Voluntárias</i>	<i>Carga recomendada pela NIOSH (kg)</i>
1	10,45
2	10,80
3	12,20
4	12,18
5	10,80
6	10,35
7	11,20
8	10,75
9	11,25
10	11,20
11	11,25
12	10,35

Fonte: OLIVEIRA (2013).

3.3.6 Procedimento experimental

Antes da coleta dos dados, todas as voluntárias foram informadas dos procedimentos que seriam utilizados para a realização da tarefa de carregamento de carga, a qual foi realizada primeiramente com flexão dos joelhos e, depois, com extensão dos joelhos.

Tais procedimentos estavam relacionados às posturas e aos movimentos que deveriam ser adotados antes, durante e após o carregamento.

As participantes foram submetidas à avaliação, utilizando a Ficha de Avaliação (Apêndice B). Foram mensurados o peso e a altura delas, assim como a coleta das seguintes medidas antropométricas: distância da mão até o chão, com a voluntária em pé e com flexão de 90 graus do cotovelo; distância do maléolo lateral até o centro do suporte metálico; maléolo lateral-chão; maléolo medial-chão; maléolo lateral-cabeça do 5º metatarso, bilateralmente. Essas medidas foram utilizadas para o cálculo do deslocamento horizontal, deslocamento vertical da carga durante o levantamento manual e também para a obtenção da carga recomendada para o carregamento por meio da aplicação da equação de NIOSH.

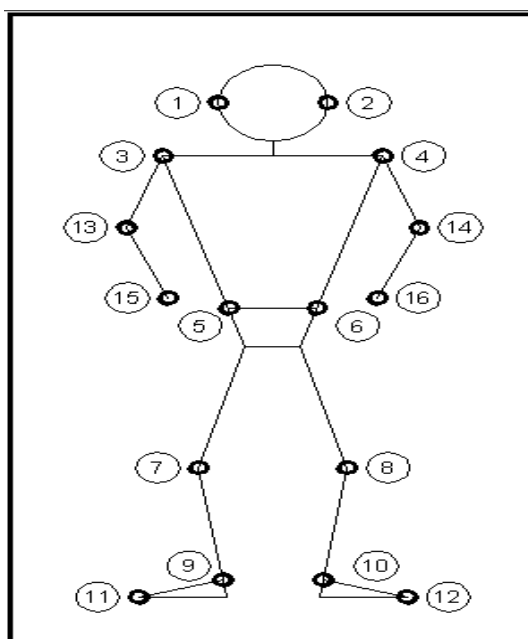
Após as instruções e a coleta dos dados antropométricos, as voluntárias foram submetidas à assepsia dos locais onde foram colados os eletrodos de superfície de EMG referentes aos músculos avaliados: Longuíssimo direito/ esquerdo e Multífidos direito/ esquerdo, utilizando-se algodão embebido em álcool a 70%. Segundo recomendações de Hermens *et al.* (2000), esse procedimento é indispensável para minimizar a interferência do sinal EMG captado, pois diminui a impedância pele/eletrodo (pêlos, suor, resíduos de cremes, *etc.*). Não foi necessária a realização de tricotomia local, pois as participantes não apresentavam pêlos nas regiões analisadas.

Em seguida, ocorreu a localização dos pontos anatômicos para demarcação com esferas de isopor de 15 mm de diâmetro a serem utilizadas para o cálculo do centro de massa e estimativa das forças internas que atuam no disco intervertebral lombar L5/S1.

O modelo antropométrico utilizado neste estudo foi proposto por Winter (1990), o qual foi desenvolvido para análise da marcha humana.

Nesse modelo, foram adotados 16 pontos, Figura 25, com os dois primeiros pontos localizados à cabeça (1 e 2), tendo na sequência os pontos, no acrômio direito (3), acrômio esquerdo (4), espinha ilíaca ântero-superior direita (5), espinha ilíaca ântero-superior esquerda (6), joelho direito (7), joelho esquerdo (8), tornozelo direito (9), tornozelo esquerdo (10), quinto metatarso direito (11), quinto metatarso esquerdo (12), cotovelo direito (13), cotovelo esquerdo (14), punho direito (15) e punho esquerdo (16).

Figura 25 - Pontos anatômicos demarcados.



Fonte: (WINTER, 1990).

No modelo proposto por Winter (1990), a massa de cada segmento é dada em função da massa total, e o centro de massa, assim com o raio de giração desses segmentos, são fornecidos em função de seus comprimentos, conforme demonstra a Tabela 7.

Tabela 7 - Dados Antropométricos.

<i>Segmento</i>	<i>Massa Corporal Total</i>
Mão	0,006 M
Braço	0,028 M
Pé	0,0145 M
Coxa	0,100 M
Coxa + Perna + Pé	0,161 M
Tronco	0,497 M
Antebraço	0,016 M
Antebraço e Mão	0,022 M
Perna	0,0465 M
Pé + Perna	0,061 M
Cabeça e Pescoço	0,081 M

Fonte: (WINTER, 1990).

Como o intuito deste estudo foi estimar as forças compressivas, cisalhamento e momento que atuam no disco intervertebral L5/S1, utilizou-se somente dez pontos antropométricos do modelo proposto por Winter (1990) e um ponto referente ao centro da carga. Os pontos antropométricos utilizados foram: pontos localizados na cabeça (1 e 2), acrômio direito (3), acrômio esquerdo (4), espinha ilíaca ântero-superior direita (5), espinha ilíaca ântero-superior esquerda (6), cotovelo direito (13), cotovelo esquerdo (14), punho direito (15) e punho esquerdo (16).

Posteriormente à colocação dos eletrodos de superfície de EMG e à demarcação dos pontos antropométricos, a participante foi posicionada sobre a marcação no chão, preestabelecida pela pesquisadora; então, foram conectados os cabos do eletromiógrafo na voluntária. Sendo então orientada a posicionar-se para realização da tarefa de carregamento manual de carga, primeiramente com os joelhos fletidos; e depois, com extensão dos joelhos.

O procedimento experimental dividiu-se em duas partes: a) carregamento mantido em diferentes pontos (alturas) para obtenção da contração voluntária máxima (CVM) e força de

reação vertical (F_z) desenvolvida; b) carregamento realizado com carga recomendada obtida por meio da equação de NIOSH.

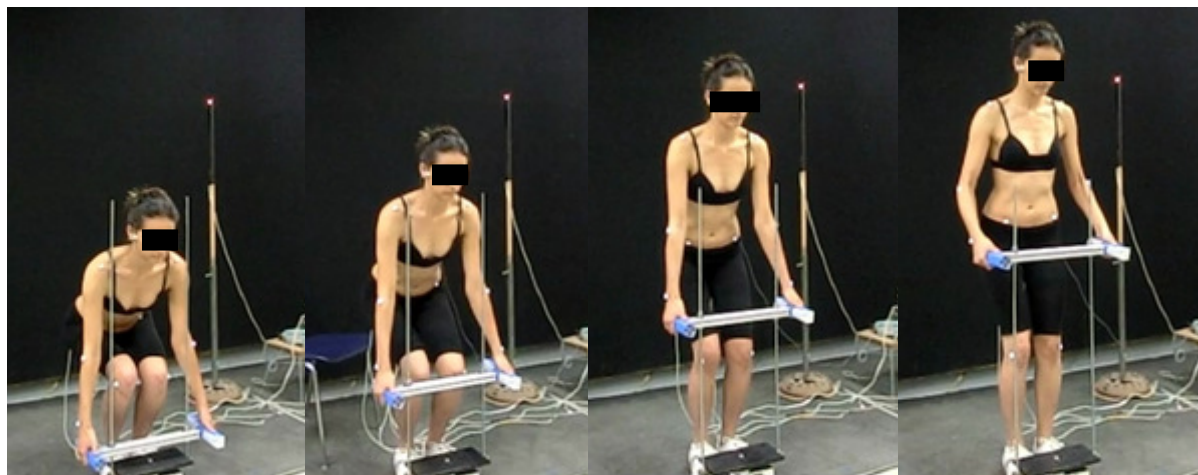
O carregamento para obtenção da contração voluntária máxima e força de reação vertical (F_z) consistiu nas seguintes etapas:

- 1- Ajuste manual da altura do suporte metálico, acoplado à célula de carga, inicialmente a 23 cm do chão, ponto zero;
- 2- Posicionamento da participante atrás do dispositivo eletromecânico supracitado, com os pés posicionados sobre a marcação preestabelecida pela pesquisadora, de forma a garantir a mesma condição para todas as participantes;
- 3- A participante segura as alças do suporte metálico e posiciona-se para realização do carregamento com flexão dos joelhos no ponto zero;
- 4- Ao disparo do sinal luminoso pela pesquisadora, a participante realiza o esforço para o carregamento, mantendo por 5 segundos.
- 5- Repete-se 3 vezes o mesmo procedimento com flexão dos joelhos, então a participante descansa por aproximadamente 1 minuto;
- 6- Novamente, a participante é posicionada atrás do suporte metálico, acoplado à célula de carga;
- 7- Segura as alças do suporte e posiciona-se para realização do carregamento com extensão dos joelhos no ponto zero;
- 8- Ao disparo do sinal luminoso pela pesquisadora, a participante realiza o esforço para o carregamento, mantendo-o por 5 segundos;
- 9- Repete-se 3 vezes o carregamento, com extensão de joelho, no ponto zero;
- 10- Então, a participante senta-se para o descanso, enquanto a pesquisadora ajusta a altura do suporte metálico para o ponto 25, referente a 25% do deslocamento vertical.
- 11- Repete-se os mesmos procedimentos utilizados no ponto zero;
- 12- O mesmo ocorreu nas alturas 50% e 75% do deslocamento vertical da carga, pontos 50 e 75.
- 13- No ponto 100, referente ao deslocamento vertical total da carga, realizou-se somente 3 repetições com extensão dos joelhos.

A Figura 26 ilustra as diversas alturas e posições adotadas para obtenção da CVM e força de reação vertical desenvolvida durante o levantamento estático.

Figura 26 - Levantamento de carga (estático) em diferentes alturas: ensaios para obtenção da CVM.

CVM - Joelho Flexionado



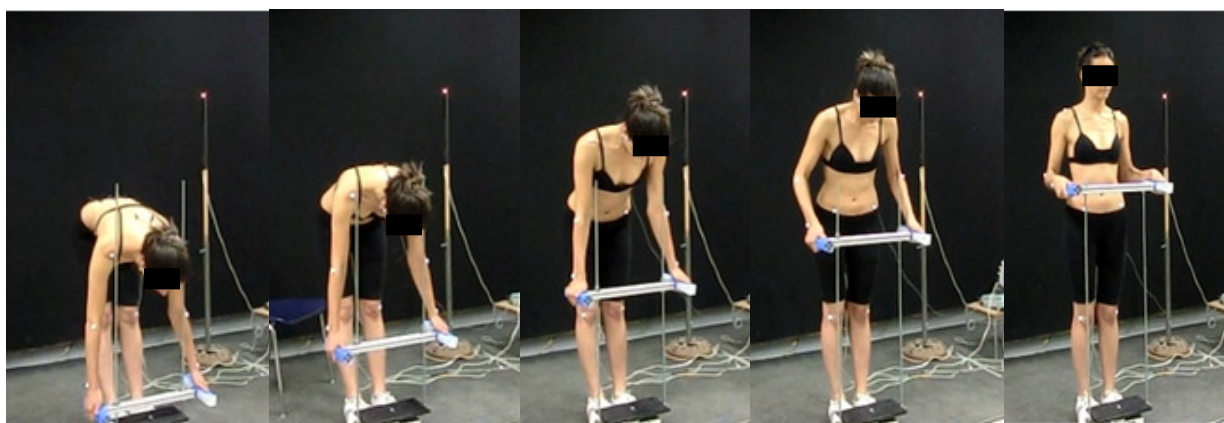
Ponto 0

Ponto 25

Ponto 50

Ponto 75

CVM – Joelho Estendido



Ponto 0

Ponto 25

Ponto 50

Ponto 75

Ponto 100

Fonte: Imagens da câmera 2 (OLIVEIRA, 2013).

Já o carregamento realizado com carga recomendada, obtida por meio da equação de NIOSH, consistiu nas seguintes etapas:

- 1- Cálculo da carga recomendada para participante, por meio da aplicação da equação de NIOSH em planilha do programa *Excel*®;
- 2- Colocação de pesos, até atingir a carga recomendada para participante, no suporte de carga do tipo bandeja;

- 3- Ajuste da altura dos marcadores da haste metálica graduada em centímetros referentes aos pontos 0, 25, 50, 75 e 100 do deslocamento vertical;
- 4- Posicionamento do suporte de carga, já carregado, na posição inicial, 23 cm do chão.
- 5- Posicionamento da participante atrás do suporte de carga, com os pés posicionados sobre a marcação preestabelecida pela pesquisadora;
- 6- A participante segura as alças do suporte de carga e posiciona-se para realização do carregamento com flexão dos joelhos;
- 7- Ao disparo do sinal luminoso pela pesquisadora, a participante realiza o carregamento da carga recomendada até atingir o deslocamento vertical total;
- 8- Repete-se 5 vezes o mesmo procedimento com flexão dos joelhos; então, a participante descansa por aproximadamente 1 minuto;
- 9- Repete-se 5 vezes o mesmo procedimento, sendo o carregamento da carga recomendada realizado com extensão dos joelhos;
- 10- Finaliza o carregamento da carga recomendada.

A coleta ocorreu em dois dias consecutivos, sendo que, no primeiro dia, realizou-se a avaliação da voluntária e aquisição dos dados da contração voluntária máxima (CVM) e força de reação vertical em diferentes pontos (alturas) do deslocamento vertical da carga (0, 25, 50, 75 e 100). No segundo dia da coleta, ocorreu a aquisição dos dados do carregamento manual com carga recomendada obtida pela equação de NIOSH (1994).

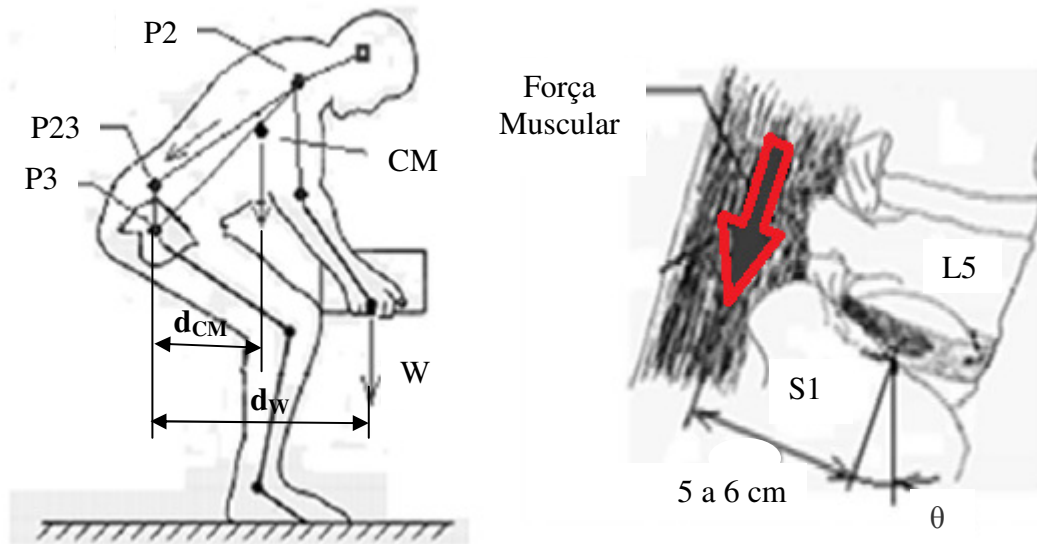
3.3.7 Procedimentos utilizados para estimar as forças internas no disco L5/S1

Foi desenvolvido, no Laboratório de Biomecânica da FEG, o programa “rec_carga_Nova.m” para análise do movimento de carregamento de carga por meio de cinemetria. Este programa, baseado no modelo proposto por Chaffin (2000), faz o cálculo da estimativa das seguintes variáveis: força de compressão, força de cisalhamento e momento no disco intervertebral L5/S1, além da localização do centro de massa do sujeito.

A Figura 27 apresenta o modelo antropométrico bidimensional, no plano sagital, utilizado para determinação de forças intervertebrais onde os pontos articulares são representados com P2: articulação do ombro; P3: articulação do quadril; P23: centro do disco

entre L5/S1. A posição P23 foi determinada com uma distância fixa de 4,93 cm do ponto P3 e com ângulo de 45° referente à linha que une os pontos P2 e P3.

Figura 27 - Modelo antropométrico para análise do levantamento manual de carga.



Fonte: Modificado de CHAFFIN (2000).

Neste modelo, a direção da força muscular, paralela à linha que une os pontos P2 e P23, foi assumida com uma distância constante de 5,3 cm do disco (d_m), para sexo feminino (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN; 2001).

A força muscular (F_m) foi obtida pelo equilíbrio de momentos com relação ao centro do disco entre L5 e S1, dada pela seguinte equação:

$$F_m = (CM \cdot d_{CM} + W \cdot d_W) / d_m \quad (5)$$

Onde:

CM – peso da parte superior do corpo (67,8 % do peso total)

W – carga

d_m , d_{CM} e d_W – braços de alavancas da força muscular, de CM e de W, respectivamente, em relação a P23.

As forças de compressão (F_d), cisalhamento (F_c) e o momento (M_d) no disco L5/S1 são obtidos pelas equações 6, 7 e 8, respectivamente.

$$F_d = F_m + (CM + W) \cos \theta \quad (6)$$

$$F_c = (CM + W) \sin \theta \quad (7)$$

$$M_d = CM.d_{CM} + W.d_W \quad (8)$$

Onde:

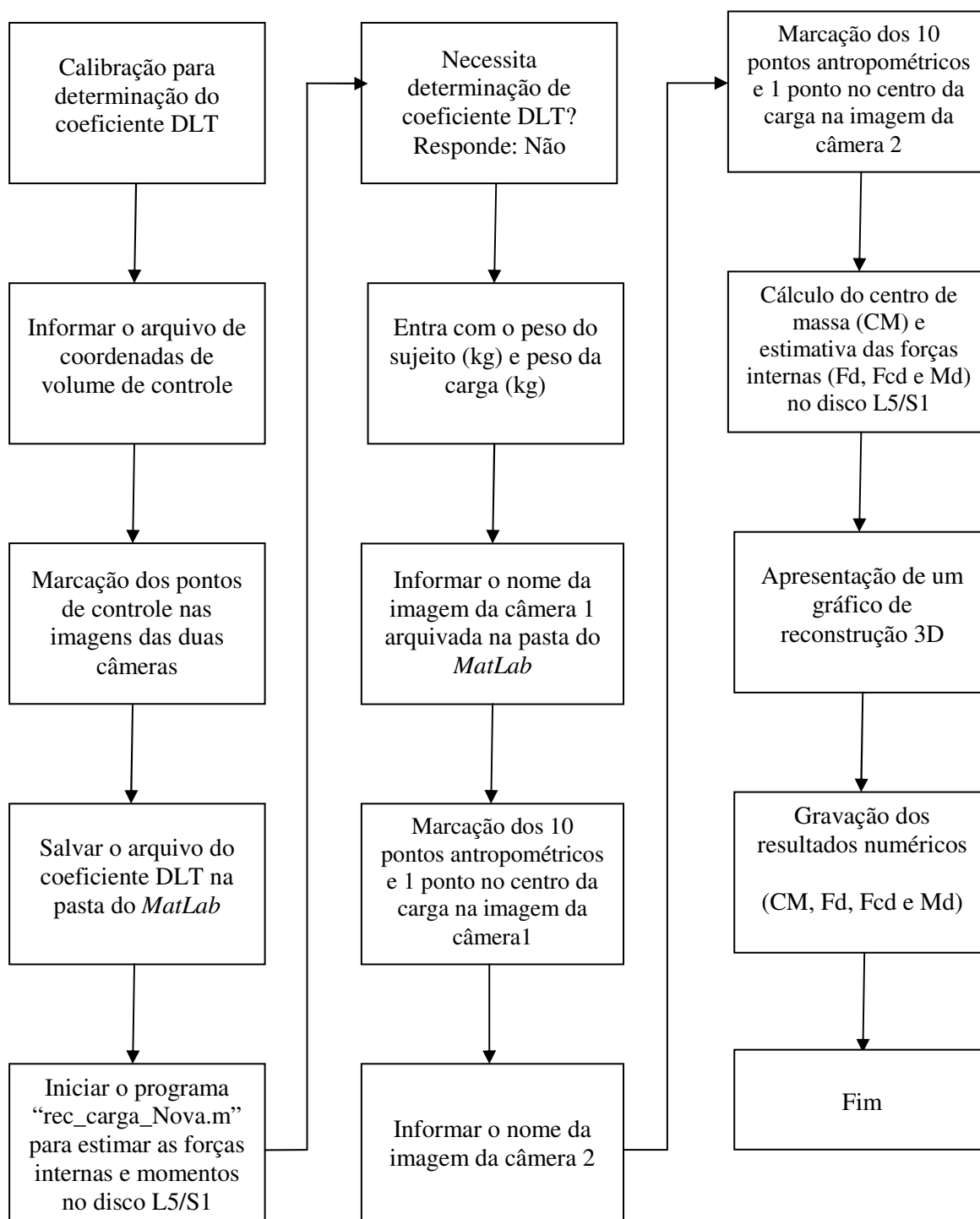
θ – ângulo entre a linha vertical e a direção da força muscular.

É importante salientar que, como no modelo de Chaffin (2000), a influência da pressão abdominal foi ignorada e o ângulo θ foi determinado pela localização do ponto P23. O modelo tem sua validade visando a aplicação em manipulação de carga com velocidade e aceleração pequena, as quais envolvem a maioria das operações com manipulação de carga (OLIVEIRA; HIRATA; OLIVEIRA, 2010).

A validação do modelo foi feita comparando-se as forças de compressão no disco com os resultados dos ensaios de Wilke *et al.* (2001), apresentando coerência nos valores para diferentes posturas de carregamento comparados com os ensaios *in vivo* (OLIVEIRA; HIRATA; OLIVEIRA, 2010).

O fluxograma, Figura 28, ilustra os procedimentos utilizados para análise do movimento de carregamento por meio do programa “rec_carga_Nova.m”.

Figura 28 - Fluxograma para utilização do programa que realiza as estimativas das forças de compressão, cisalhamento e momentos no disco L5/S1, em plataforma *MatLab*.

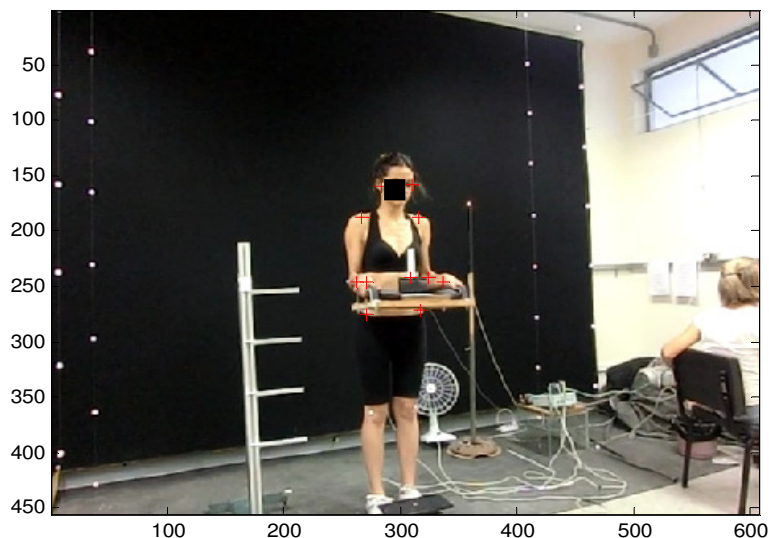


Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

A Figura 29 ilustra a marcação dos pontos antropométricos e ponto referente à carga na imagem da câmera 2. Durante a marcação dos pontos foi respeitada a sequência, conforme modelo antropométrico utilizado: cabeça direita, cabeça esquerda, acrômios direito,

acrômio esquerdo, espinha ilíaca ântero-superior direita, espinha ilíaca ântero-esquerda, cotovelo direito, cotovelo esquerdo, punho direito, punho esquerdo e carga.

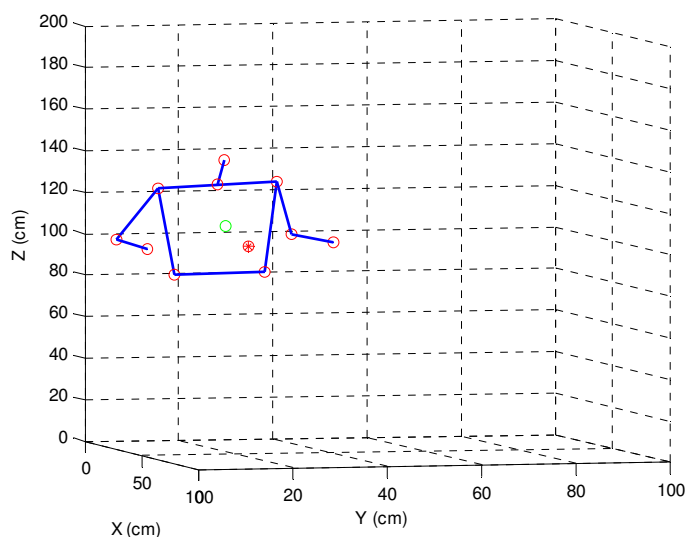
Figura 29 - Imagem da câmera 2 utilizada para marcação dos pontos antropométricos da voluntária no ponto 100.



Fonte: Programa "rec_carga_Nova.m".

A Figura 30 ilustra a imagem gráfica de reconstrução 3D do movimento analisado de carregamento de carga, obtida por meio da utilização do programa "rec_carga_Nova.m". São representados 10 pontos antropométricos da parte superior do corpo (vermelho) e um ponto referente ao centro de massa (verde).

Figura 30 - Resultado gráfico de reconstrução 3D no carregamento no ponto 100.



Fonte: Programa "rec_carga_Nova.m".

3.4 CRITÉRIOS ADOTADOS PARA ANÁLISE DOS DADOS

3.4.1 Dados de força obtidos na CVM pela célula de carga

Foi realizada a somatória, no *software Microsoft Office Excel*[®], dos dados obtidos nos últimos 3 segundos de aquisição, nos últimos 2 segundos e no último segundo, separadamente. Em seguida, calculou-se média aritmética e desvio padrão para cada condição, optou-se por trabalhar com os dados de força do último segundo por apresentarem menor desvio padrão. A normalização dos dados foi feita com base no peso corporal de cada participante.

Na análise dinamométrica foi analisada a força média normalizada obtida das três repetições para cada altura: ponto zero, ponto 25, ponto 50, ponto 75 e ponto 100, nas duas condições estudadas (joelho estendido e joelho flexionado), comparando os valores dos 12 sujeitos entre si nas duas condições.

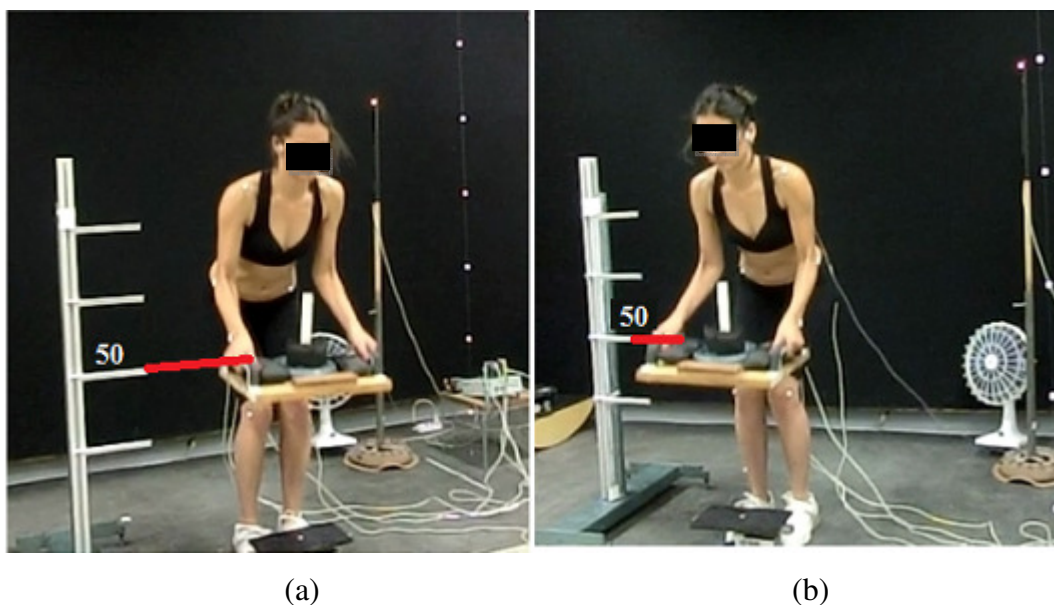
3.4.2 Dados cinemáticos

Após a aquisição das imagens nos ensaios de carregamento de carga, os arquivos foram desentrelaçados pelo programa *Kinovea*[®], e, em seguida, as imagens selecionadas foram salvas na pasta do ambiente *MatLab*[®].

As imagens analisadas foram selecionadas seguindo o seguinte critério: para a contração voluntária máxima, foi analisado o décimo quadro anterior ao desligamento do sinal luminoso, o qual pertencia ao último segundo da aquisição, conforme já havia ocorrido na análise dos dados de força. Este critério foi adotado para todas as condições estudadas (ponto 0, 25, 50, 75 e 100), tanto para as repetições realizadas com flexão de joelhos como para as repetições com extensão dos joelhos.

Para o carregamento livre com carga calculada pela equação de NIOSH, foram analisadas as imagens das duas câmeras referentes ao ponto 0, 25, 50, 75 e 100 selecionadas por meio do posicionamento da haste graduada (Figura 31).

Figura 31 - Seleção da imagem da câmera 1 (a) e câmera 2 (b) durante o carregamento com carga calculada pela equação de NIOSH, ponto 50.



Fonte: (OLIVEIRA, 2013).

3.4.3 Dados eletromiográficos

Para a sincronização temporal dos dados eletromiográficos com os cinemáticos, foi necessário encontrar o tempo equivalente a zero para as duas situações, o qual foi obtido pela emissão do sinal luminoso. Devido à frequência da coleta de dados de cada método ser diferente, enquanto no EMG ocorreu numa frequência de 2000 Hz, na cinemetria aconteceu em 30 Hz. O cálculo de RMS foi realizado, no *software Microsoft Office Excel*[®], no mesmo intervalo de tempo correspondente aos quadros selecionados na cinemetria.

A análise da CVM serviu de referência para a compreensão dos resultados obtidos no levantamento com carga calculado por meio da equação de NIOSH. Para o cálculo do RMS da contração voluntária máxima, foram utilizados os dados obtidos no último segundo da aquisição.

Na análise eletromiográfica, foram extraídos os valores de RMS dos músculos longuíssimo esquerdo, longuíssimo direito, multífido esquerdo e multífido direito, nos cinco níveis de deslocamento de carga estudados, para as posições joelhos estendidos e joelhos flexionados, em todas as repetições realizadas.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos dados coletados, foram utilizados os seguintes programas: *Microsoft Office Excel*[®] e *Minitab*[®].

Para verificação da normalidade dos dados, foi realizado o teste estatístico Shapiro-Wilk. Em função da normalidade apresentada, foram adotados os testes paramétricos para o presente estudo. Para a comparação entre os pontos de referência (0, 25, 50, 75 e 100) na mesma posição de joelhos, foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA); e para a comparação dos valores obtidos no mesmo ponto de referência nas duas condições, joelho estendido e joelho flexionado, utilizou-se o teste t pareado, sendo a significância estatística adotada de $\alpha = 10\%$ ($p < 0,10$).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos na forma de gráficos e tabelas, sendo discutidos mediante aos achados descritos na literatura, os quais abordam as variáveis predeterminadas ou que façam correlação indireta a elas. Os resultados apresentados a seguir foram divididos em: dados obtidos no levantamento estático (carregamento com postura mantida e contração muscular isométrica) e dados obtidos no levantamento dinâmico (carregamento realizado em toda amplitude do movimento predeterminado com carga recomendada, sendo utilizada a contração muscular isotônica).

4.1 CARGA MÁXIMA DE LEVANTAMENTO ESTÁTICO

As cargas máximas individuais foram obtidas de acordo com as referências de pontos (0, 25, 50, 75 e 100) definidas na seção 3.3.1.1 deste trabalho nas condições de joelho estendido e de joelho flexionado.

Os resultados dos valores obtidos de carga máxima, mensurados por meio da célula de carga, são descritos na Tabela 8, em quilograma (kg), sendo apresentados os valores médios, mínimos, máximos e desvio padrão obtidos pela amostra, para as condições joelho estendido e joelho flexionado, nas diferentes alturas do levantamento estático.

Tabela 8 - Carga máxima (kg) obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100 para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo.

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
Ponto 0 - JE	32,25	11,89	18,16	52,48
Ponto 0 - JF	33,17	9,26	20,00	45,85
Ponto 25 - JE	30,93	9,42	18,85	49,46
Ponto 25 - JF	30,22	9,09	16,13	46,11
Ponto 50 - JE	28,59	9,51	16,10	48,38
Ponto 50 - JF	27,68	8,70	18,05	43,96
Ponto 75 - JE	23,93	7,86	14,56	40,19
Ponto 75 - JF	22,67	8,21	14,26	36,16
Ponto 100 - JE	16,94	5,05	9,71	26,42

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

No ponto 100, que corresponde à posição final do movimento de levantamento de carga, todas as voluntárias já estão com joelhos estendidos. Portanto, foi mensurada a carga máxima para amostra somente na condição joelho estendido.

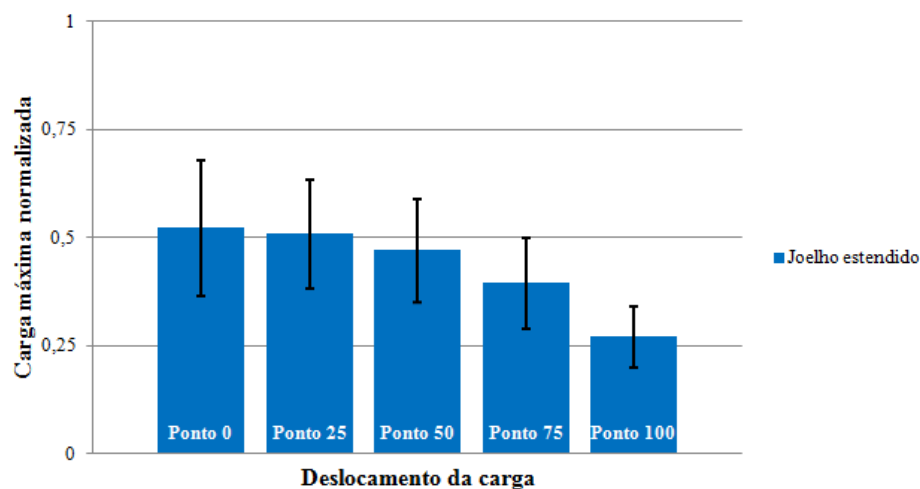
Observa-se que em relação à carga máxima média e desvio padrão apresentados pela amostra, para as condições joelhos estendidos e flexionados, os valores obtidos são muito próximos em cada um dos pontos avaliados, o que reflete que a posição dos joelhos durante o levantamento estático não interferiu na capacidade de levantamento. Entretanto, algumas voluntárias obtiveram altos valores de carga máxima e outras atingiram valores bem inferiores à média do grupo, conforme pode ser verificado, por meio dos valores máximos e mínimos, na Tabela 8. Isso ocorre em função capacidade individual de desenvolvimento de força das voluntárias, que interferem na capacidade máxima de levantamento estática, mesmo sendo mantidas as mesmas condições para realização.

A prática de atividade física regular é um dos fatores que favorecem ao aumento da capacidade individual. Das doze voluntárias, oito realizam atividade física, sendo o treinamento com peso a atividade desenvolvida. Teixeira *et al.* (2009) afirma que a realização frequente de exercícios melhora o rendimento muscular, sendo a mudança induzida no tecido muscular ocorrida em função da sobrecarga do exercício realizado. Segundo Dias *et al.* (2005), uma das principais adaptações associadas à prática de treinamento com peso é o aumento dos níveis de força muscular, isso ocorre em adultos de ambos os sexos. Essa adaptação está relacionada a dois fatores: adaptações neurais e hipertrofia muscular.

4.1.1 Carga máxima normalizada do grupo

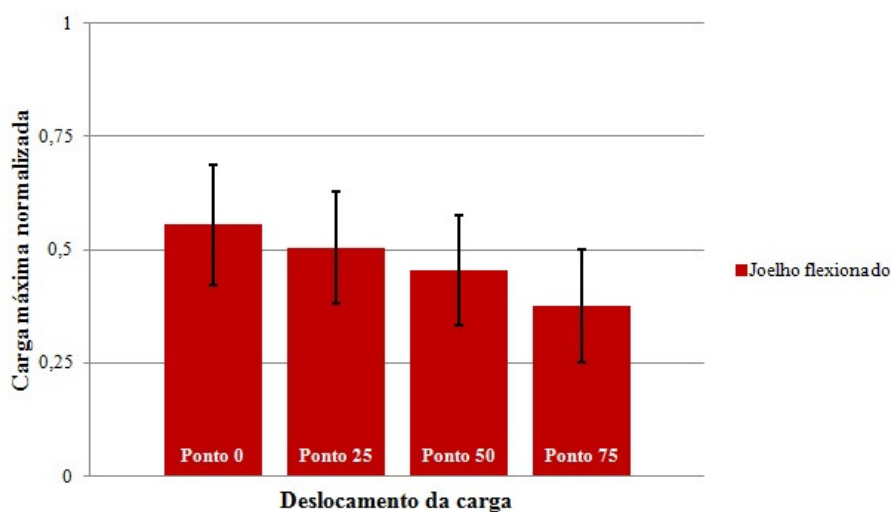
Os dados de cargas máximas individuais foram normalizados com relação ao peso corporal para efeito de comparação, conforme é apresentado nas Figuras 32 e 33.

Figura 32 - Carga máxima normalizada do grupo em pontos de referência 0-100 para condição joelho estendido.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Figura 33 - Carga máxima normalizada do grupo em pontos de referência 0-75 para condição joelho flexionado.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho estendido (Figura 32), resultou num **p=0,000**, o que reflete diferença estatística significativa nos valores obtidos de carga máxima normalizada entre os pontos de deslocamento da carga. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta os níveis de deslocamento da carga referentes aos pontos 75 e 100 como diferentes em relação aos demais, apresentando valores bem inferiores de carga máxima normalizada.

Por meio da análise estatística, da condição joelho flexionado (Figura 33), obteve-se um $p=0,020$, que reflete uma diferença significativa entre os pontos de referência nos valores médios obtidos de carga máxima normalizada. Após a aplicação do teste *post-hoc* de *Tukey* verificou-se que as alturas de deslocamento da carga referentes aos pontos 50 e 75 como diferentes em relação aos demais, apresentando os menores valores de carga máxima normalizada.

Pode-se constatar que para condição joelho estendido, Figura 32, houve uma queda significativa da capacidade de levantamento a partir do ponto 75; já para a condição joelho flexionado, Figura 33, ocorreu essa queda a partir do ponto 50. Entretanto, para as duas condições, joelho estendido e joelho flexionado, observou-se uma mesma tendência de diminuição da capacidade de levantamento conforme o aumento do deslocamento vertical da carga. Segundo Martin e Chafin (1972), a capacidade de força para o levantamento manual diminui na posição em pé próximo da linearidade. A capacidade de levantamento próxima ao corpo é menor quando a carga está na altura da cintura, devido à menor vantagem mecânica dos braços e da coluna lombar neste nível. Segundo Gonçalves (1998), a capacidade para levantamento é maior quando as mãos estão próximas ao joelho, maior vantagem mecânica, o que ocorreu nos pontos 0 e 25 deste estudo; portando, apresentaram maior capacidade de levantamento para as duas condições.

Tabela 9 - Comparação estatística da carga máxima normalizada nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	0,522	± 0, 156	0,389
Ponto 0 - JF	0,555	± 0,134	
Ponto 25 - JE	0,509	± 0,126	0,875
Ponto 25 - JF	0,505	± 0,123	
Ponto 50 - JE	0,471	± 0,119	0,172
Ponto 50 - JF	0,454	± 0,122	
Ponto 75 - JE	0,394	± 0,105	0,204
Ponto 75 - JF	0,376	0,125	

** Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

O teste estatístico t-pareado foi aplicado para comparação dos valores médios, de carga máxima normalizada, obtidos nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75, conforme mostra a Tabela 9. Adotou-se a significância estatística de 10% ($p=0,10$) para a comparação, devido ao número pequeno da amostra ($n=12$).

Em relação à carga máxima normalizada do grupo durante o levantamento estático, não ocorreu diferença significativa estatística ($p<0,10$) dos valores obtidos, ou seja, a posição do joelho (estendido ou flexionado) não interferiu na capacidade máxima do levantamento do grupo, nas duas condições estudadas, nos pontos 0, 25, 50 e 75 para a amostra. O que realmente inferiu na capacidade máxima normalizada do levantamento foi a altura da carga a ser levantada, em função da vantagem ou desvantagem mecânica, já descrita.

4.2 ÍNDICE NIOSH

Segundo Waters e Garg (2010) deve-se levar em consideração vários fatores, tais como: a capacidade individual, idade e sexo da pessoa que executa a tarefa, a postura do corpo utilizado durante a tarefa e a localização geométrica das mãos, no momento de pico de carga, antes de reconhecer que a quantidade de peso ou carga será considerado excessivo para uma tarefa específica de movimentação de materiais. Entretanto, no desenvolvimento da equação de NIOSH (1994) não considerou-se a capacidade máxima de levantamento individual, ou seja, a carga máxima aplica-se somente a 75% das mulheres, como descrito na literatura.

Este estudo desenvolveu um índice no intuito de fornecer mais uma ferramenta para minimizar os riscos biomecânicos e ergonômicos, aos quais os trabalhadores, no caso mulheres, estão expostos durante tarefas que envolvam levantamento manual de carga de forma a contribuir para a prevenção das lombalgias.

O Índice NIOSH (IN), desenvolvido neste estudo, leva em consideração a capacidade de levantamento individual, o que é variável de um trabalhador para outro, sendo obtido pela equação:

$$IN_i = LPR / CLM_i \quad (7)$$

Onde:

LPR = Limite de peso recomendado obtido por meio da equação de NIOSH

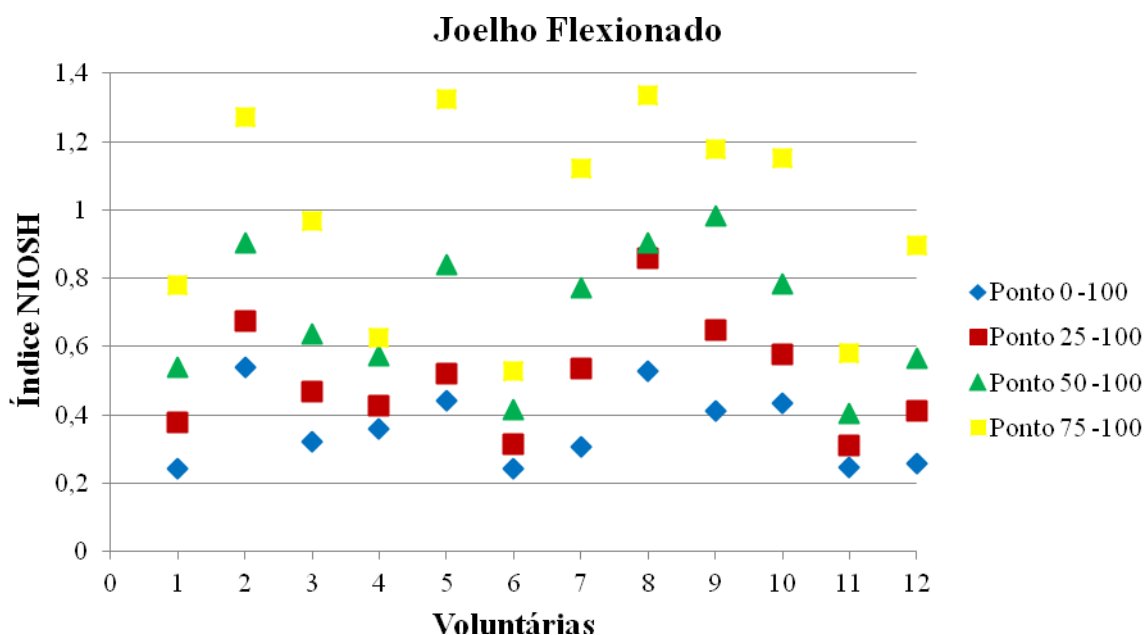
CLM_i = Carga de levantamento máxima individual para postura predeterminada

i : Postura adotada

Acredita-se que considerando a capacidade de levantamento individual, pode-se manter ou até mesmo melhorar a produtividade em tarefas que envolvam levantamento de carga, minimizando os riscos de lesões musculoesqueléticas na coluna lombar, pois indivíduos com maior preparo físico apresentam menor incidência de lesões musculoesqueléticas. Segundo Kisner e Colby (2005), é necessária resistência à fadiga para manter o controle postural durante movimentos repetitivos ou na manutenção de posturas. Quando o músculo se cansa a carga é transferida para os tecidos inertes que suportam a coluna vertebral, de modo a favorecer a sobrecarga mecânica.

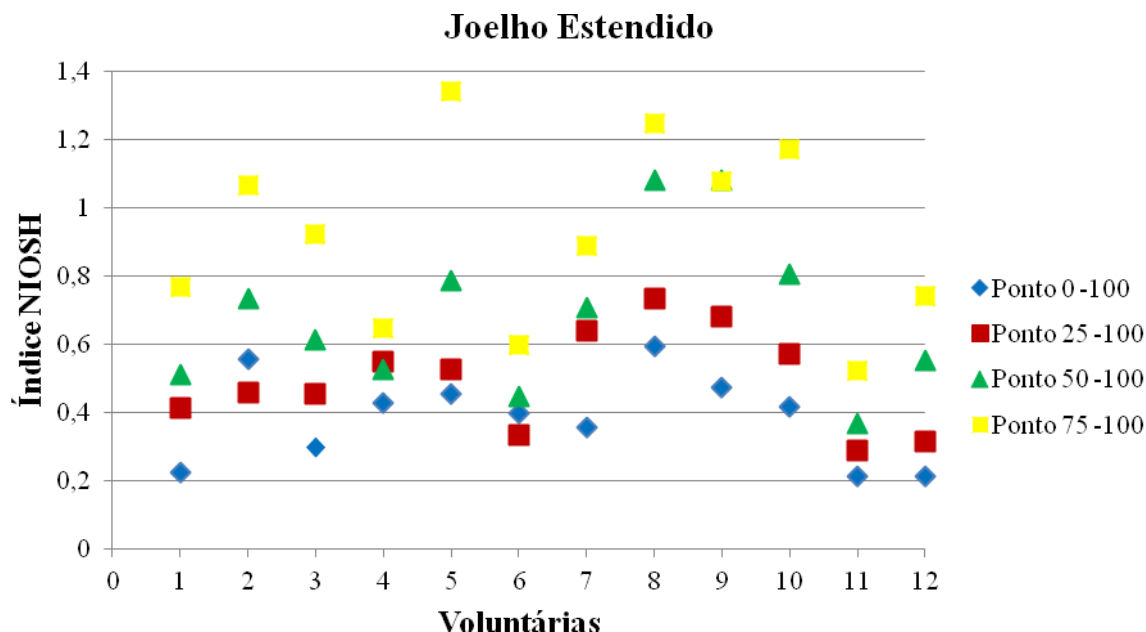
Foi calculado o LPR, por meio da equação de NIOSH, para cada uma das participantes referentes ao ponto 0, 25, 50, 75 e 100, e os valores de carga máxima individual, nas diferentes alturas, foram obtidos por meio da célula de carga. As Figuras 34 e 35 apresentam os índices individuais calculados para cada uma das voluntárias nos pontos 0-100, 25-100; 50-100 e 75-100 para as condições joelho flexionado e joelho estendido, respectivamente.

Figura 34 - Índice NIOSH para condição joelho flexionado.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Figura 35 - Índice NIOSH para condição joelho estendido.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Optou-se por utilizar como referência a condição joelho flexionado, já que essa é descrita na literatura com recomendação para levantamento de carga. Entretanto, o comportamento do índice é muito semelhante na condição joelho estendido, ou seja, pode ser utilizado independente da postura adotada. As Figuras 34 e 35 demonstram uma variação nos valores obtidos no Índice NIOSH, pois esse foi calculado levando em consideração a característica individual de carga máxima desenvolvida por cada participante. Entretanto, para todas as voluntárias ocorreu uma pequena variação em relação à média.

Observa-se na Figura 34 que quanto maior a altura da carga, índice NIOSH 0-75, mais próximos os valores obtidos de LPR em relação à carga máxima, em função da desvantagem mecânica para desenvolvimento de força durante o carregamento. Demonstra que é uma faixa que requer atenção, já que, mesmo com cargas pequenas, torna-se muito próxima à capacidade máxima da maior parte das voluntárias, maior risco de lesão musculoesquelética se o levantamento for realizado. Já o índice NIOSH 0-100 demonstra uma grande folga do valor obtido de LPR em relação à capacidade de levantamento individual, o que gera a possibilidade de aumento da frequência de execução do levantamento de carga sem risco ao sistema musculoesquelético do trabalhador. Entretanto, o índice não deve ser o único parâmetro a ser considerado durante o levantamento, e também as forças internas que atuam na coluna lombar no disco L5/S1, aspecto biomecânico; o máximo de energia despendida,

aspecto fisiológico; percepção que o trabalhador tem da sua própria capacidade, aspecto psicofísico; além dos dados epidemiológicos (NIOSH, 1994).

Nem todas as participantes apresentaram um comportamento linear, conforme ilustram as Figuras 34 e 35, pois, mesmo após orientação de como realizar o levantamento de carga de forma adequada, observou-se uma variação na postura individual, principalmente na flexão de tronco que não se manteve a mesma em todas as alturas. Isso reforça a necessidade de treinamento e orientação do trabalhador para realização de tarefas que envolvam o levantamento manual de carga. O ponto 25 demonstrou-se mais crítico quanto a isso, pois pequenas variações na angulação de tronco favorecem o posicionamento das mãos próximas aos joelhos, de forma a facilitar o desenvolvimento de força; entretanto, quanto maior a flexão de tronco gera maior sobrecarga do disco intervertebral lombar (SATO; VIEIRA; GIL COURRY, 2003).

Segundo La Torre (2009), a técnica mais recomendada é a *squat*, coluna mais ereta e joelhos flexionados. Entretanto, para o desenvolvimento de força ocorre uma adaptação da postura, então é a técnica de semi-*squat* que acaba sendo utilizada.

4.3 FORÇAS INTERNAS NO DISCO L5/S1 COM CARGA MÁXIMA

As forças no disco intervertebral L5/S1 foram estimadas de acordo com as posturas de levantamento de carga, determinadas com as coordenadas obtidas pelo método de reconstrução 3D descrito na seção 3.3.2 e as forças foram determinadas com os procedimentos descritos na seção 3.3.7.

4.3.1 Força de compressão no disco L5/S1

Os valores estimados de força de compressão no disco L5/S1 estão descritos na Tabela 10, sendo apresentados os valores médios, mínimos, máximos e o desvio padrão obtidos pelo grupo durante os ensaios de levantamento com carga máxima para as condições joelho estendido e flexionado, nos diferentes níveis de deslocamento da carga, pontos 0, 25, 50, 75 e 100, respectivamente. Além da comparação estatística, teste t pareado realizado para as duas condições em cada um dos pontos de referência, exceto no ponto 100.

Tabela 10 - Forças de compressão (N) no disco L5/S1, obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	4343,2	1191,9	2870,0	6661,1	0,065
Ponto 0 - JF	3778,4	886,0	2298,3	5115,1	
Ponto 25 - JE	3936,6	834,4	2786,4	5436,7	0,263
Ponto 25 - JF	3728,8	697,6	2569,4	4812,8	
Ponto 50 - JE	3173,7	793,8	2209,2	4694,5	0,107
Ponto 50 - JF	2973,0	644,9	2021,9	4343,0	
Ponto 75 - JE	2096,9	537,5	1487,8	3571,8	0,793
Ponto 75 - JF	2066,2	531,2	1326,5	3136,3	
Ponto 100 - JE	1337,6	297,3	859,9	1918,0	---

** Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A equação de NIOSH (WATERS *et al.*, 1993) recomenda que a força máxima de compressão no disco L5/S1 durante a manipulação de carga seja limitada em 3400 N e em 6400 N como uma força de alto risco de lesionar o disco, com ocorrência de hérnia de disco em torno de 85-95% (CHAFFIN; PARK, 1973).

Nos pontos 0 e 25, Tabela 10, os valores médios obtidos de força de compressão no disco L5/S1, tanto para condição joelho estendido quanto joelho flexionado, ultrapassaram o limite recomendado por NIOSH (1994). Isso demonstra que nestes níveis de deslocamento da carga máxima há um risco biomecânico para as voluntárias.

É importante salientar que, no ponto 0, constatou-se que as voluntárias 11 e 12 alcançaram forças de compressão alarmantes no disco para a condição joelho estendido, 6219 N e 6661,1 N, respectivamente.

Considerando que a estrutura musculoesquelética feminina é reduzida com relação as estrutura masculina, o nível de risco para as voluntárias é bastante alto nas atividades de vida diária quando se atinge a magnitude de carga de levantamento registrada, 514,8 N e 480,3 N respectivamente. Como essas voluntárias praticam exercícios físicos regularmente, do tipo resistido, a resistência muscular foi melhorada e os músculos da coluna vertebral encontram-se fortalecidos, porém, a estrutura dos discos intervertebrais não sofre modificações quanto a

parte muscular. Este fato pode favorecer ao desequilíbrio do sistema musculoesquelético da coluna lombar e ocasionar lesão precoce da referida região. Entretanto, com a condição de joelho flexionado, as forças de compressão foram reduzidas para 4203,3 N e 5114,1 N, respectivamente para as voluntárias 11 e 12, em consequência de redução da capacidade de levantamento para 449,8 N (voluntária 11) e 396,03 N (voluntária 12), uma redução da capacidade de levantamento de 12,6 % (voluntária 11) e 17,5 % (voluntária 12).

A postura de joelho flexionado, apesar da significativa redução da capacidade de levantamento, protege a estrutura musculoesquelética de sustentação, comprovando a tradicional orientação qualitativa na área de ergonomia do trabalho. A análise estatística realizada no ponto 0, comparando-se os valores obtidos na condição joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), por meio do teste t pareado, comprova que há uma diferença significativa ($p=0,065$) dos valores obtidos de força de compressão no disco L5/S1.

No ponto 25 ocorreram altos valores máximos de força de compressão máxima no disco L5/S1, tanto para condição joelho estendido quanto flexionado, acima do recomendado pela NIOSH; entretanto, os valores mais críticos dessas forças no disco foram apresentados na condição joelho estendido, voluntárias 11 e 12.

Em relação ao ponto 50, os valores médios obtidos pela amostra para as duas condições, joelhos estendidos e joelhos flexionados, apresentaram valores de força de compressão máxima no disco L5/S1 abaixo de 3400 N, considerado como um valor de prevenção para o surgimento de lesões musculoesqueléticas na região lombar. Entretanto, verifica-se que os valores máximos obtidos neste ponto de referência são alarmantes. As voluntárias 1, 4, 6 e 11 na condição joelho estendido, obtiveram, respectivamente, os seguintes valores de força de compressão 3682,1 N, 4002,3 N, 4207,4 N e 4694,5 N. Na condição joelho flexionado, somente as voluntárias 6 e 11 (3640,7 N e 4343 N) apresentaram ainda altos valores de força máxima de compressão no disco intervertebral.

No ponto 75, as forças de compressão médias obtidas pela amostra, para as duas condições, encontram-se dentro do limite recomendado (NIOSH, 1994); com exceção do valor máximo obtido na condição joelho estendido, 3571,8 N, referente à voluntária 11.

O ponto 100 apresentou os menores valores médios, mínimo, máximo e desvio padrão de força de compressão no disco L5/S1, conforme apresentado na Tabela 10.

A análise de variância ANOVA *one-way* realizada, tanto para condição joelho estendido quanto para condição joelho flexionado, gerou o mesmo valor de significância, **$p=0,000$** , o que reflete diferença estatística significativa nos valores obtidos de força de compressão com carga máxima entre os pontos de deslocamento da carga para as duas condições. A aplicação

em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta que os níveis de deslocamento da carga, a partir do ponto 50, como diferentes em relação aos demais, apresenta valores menores de força de compressão no disco L5/S1, o que demonstra que os valores obtidos nos pontos 0 e 25 são mais críticos.

Quanto à comparação estatística, entre as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), nos pontos 25, 50 e 75, não ocorreu diferença significativa nos valores obtidos de força de compressão no disco intervertebral L5/S1 nesses pontos de referência.

De um modo geral, as forças de compressão no disco L5/S1 para amostra apresentaram as mesmas tendências observadas nas cargas máximas, Tabela 9, ou seja, conforme ocorre a diminuição da carga levantada, as forças de compressão também tendem a diminuir. Entretanto, para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75, os valores mais críticos foram encontrados no levantamento de carga realizado com joelhos estendidos.

De acordo com Adams *et al.* (1994) e La Torre (2009), há uma estreita associação entre as lesões nos disco lombares e o levantamento manual de cargas pesadas, o que torna extremamente importante o levantamento de cargas pesadas de forma correta. O recomendado é flexionar os joelhos e manter as costas ereta, pois desta forma ajuda a reduzir a distância entre o corpo e o peso a ser levantado, de modo a favorecer a redução das forças compressivas sobre a coluna lombar.

4.3.2 Força de cisalhamento no disco L5/S1

Os valores estimados para amostra de força de cisalhamento no disco L5/S1, durante o levantamento estático, são descritos na Tabela 11.

As forças de cisalhamento apresentaram as mesmas tendências observadas pelas forças de compressão para as condições de joelho estendido e joelho flexionado. A equação de NIOSH (1994) não estabelece limites sobre as forças cisalhantes; entretanto, pela teoria da resistência dos materiais as tensões a serem desenvolvidas no disco aumentam com a presença de forças cisalhantes, de acordo com as direções de forças atuantes conforme o coeficiente de poisson (ν) (WHITE; PAJANBI, 1990).

Tabela 11 - Forças de Cisalhamento (N) no disco L5/S1, obtida pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	672,27	149,84	496,09	965,50	0,170
Ponto 0 - JF	610,08	115,83	416,95	767,09	
Ponto 25 - JE	641,45	112,22	488,65	873,37	0,006
Ponto 25 - JF	555,32	120,48	369,47	809,49	
Ponto 50 - JE	432,10	80,69	320,53	607,72	0,020
Ponto 50 - JF	386,49	99,64	213,45	620,75	
Ponto 75 - JE	176,76	89,49	50,45	359,52	0,123
Ponto 75 - JF	143,61	71,59	58,06	307,13	
Ponto 100 - JE	117,96	39,33	66,11	196,24	---

**Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Segundo Elfeiturí (2001), em comparação com as forças de compressão, a carga de cisalhamento nas estruturas vertebrais recebeu pouco reconhecimento, sendo considerada como um mecanismo de potencial baixo nas lesões na coluna lombar ou dor. No entanto, existem algumas pesquisas que fornecem indicações em contrário, como o estudo de McGill *et al.* (1998) que sugeriu um máximo limite permitido de 1000 N para a força de cisalhamento da coluna lombar. Na literatura não há um consenso sobre os valores para a força de cisalhamento; então, a estimativa acima mencionada, descrita por McGill⁵ *et al.* (1998 apud ELFEITURI, 2001), vai ser utilizada para efeitos de comparação com os resultados do presente estudo.

Neste estudo, durante o levantamento manual com carga máxima, nenhuma voluntária atingiu o máximo limite permitido (1000 N) para força de cisalhamento. Entretanto, no ponto de referência de 0, o valor máximo atingido de força de cisalhamento no disco intervertebral L5/S1, pela voluntária 11, foi de 965,50 N, na posição joelho estendido, o que pode aumentar

⁵ McGill, S., Norman, R., Yingling, V., Wells, R., & Neumann, P. (1998). Shear happens! Suggested guidelines for ergonomists to reduce the risk of low back injury from shear loading. In *Proceedings of the 30th Annual Conference of the Human Factors Association of Canada* (pp. 157–161). Calgary, Alta., Canada: Human Factors Association of Canada apud ELFEITURI, F. E. A biomechanical analysis of manual lifting tasks performed in restricted workspaces. *International Journal Of Occupational Safety and Ergonomics*, v. 7, n. 3, p. 333–346, 2001.

o risco de lesões musculoesqueléticas associado aos valores obtidos de força de compressão. Segundo Skrzypiec *et al.* (2012), a carga gerada pelas forças cisalhantes na coluna lombar é reconhecida como um fator de risco para dor lombar, de modo que requer atenção. As forças cisalhantes na coluna lombar favorecem a degeneração do disco intervertebral, principalmente se aplicadas de forma contínua (KIM *et al.*, 2012).

A análise de variância ANOVA *one-way* realizada, tanto para condição joelho estendido quanto para condição joelho flexionado, gerou o mesmo valor de significância, **p=0,000**, o que reflete diferença estatística significativa nos valores obtidos de força de cisalhamento durante o levantamento estático entre os pontos de deslocamento da carga para as duas condições. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de Tukey aponta os níveis de deslocamento da carga a partir do ponto 50 como diferentes em relação aos demais, apresentando valores menores de força de cisalhamento no disco L5/S1.

O teste estatístico foi aplicado para comparação dos valores médios de forças cisalhantes obtidos nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75, conforme mostra a Tabela 11. Nos pontos de referência, 25 e 50, ocorreu uma diferença significativa nos valores médios obtidos de força de cisalhamento, **p=0,006** e **p=0,020**, respectivamente. Isso demonstra que a posição joelho flexionado favoreceu a menores valores de força de cisalhamento nessas alturas de deslocamento da carga, o que reafirma a necessidade da utilização da postura correta durante o levantamento de carga.

4.3.3 Momento no disco L5/S1

Os valores estimados para o grupo de momento no disco L5/S1, durante o levantamento estático realizado com joelhos estendidos e flexionados, nas diferentes alturas de deslocamento da carga, são descritos na Tabela 12.

Pode-se verificar que os momentos máximos atuantes apresentaram as mesmas tendências registradas em forças de compressão, uma vez que foram determinados multiplicando a distância constante entre o centro geométrico do disco ao centro da força do músculo eretor. A distância recomendada para o sexo feminino foi de 5,3 cm (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN; 2001).

Tabela 12 - Momento (Nm) no disco L5/S1, obtido pela amostra no levantamento estático em referência aos pontos 0-100, para as condições joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF): média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e comparação estatística (p).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	236,96	64,27	159,94	364,74	0,014
Ponto 0 - JF	186,35	50,17	103,74	269,94	
Ponto 25 - JE	199,00	42,06	144,77	283,38	0,073
Ponto 25 - JF	179,33	35,56	118,50	240,89	
Ponto 50 - JE	141,89	37,41	98,96	210,47	0,104
Ponto 50 - JF	130,74	30,86	81,17	109,08	
Ponto 75 - JE	80,65	25,43	52,62	147,63	0,822
Ponto 75 - JF	79,27	23,79	44,25	125,64	
Ponto 100 - JE	43,21	14,15	23,36	73,13	---

** Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A análise de variância ANOVA *one-way* realizada, tanto para condição joelho estendido quanto para condição joelho flexionado, gerou o mesmo valor de significância, **$p=0,000$** , o que reflete diferença estatística significativa nos valores obtidos de momento durante o levantamento estático entre os pontos de deslocamento da carga, para as duas condições. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta os níveis de deslocamento da carga a partir do ponto 50 como diferentes em relação aos demais, apresentando valores menores de momento no disco L5/S1.

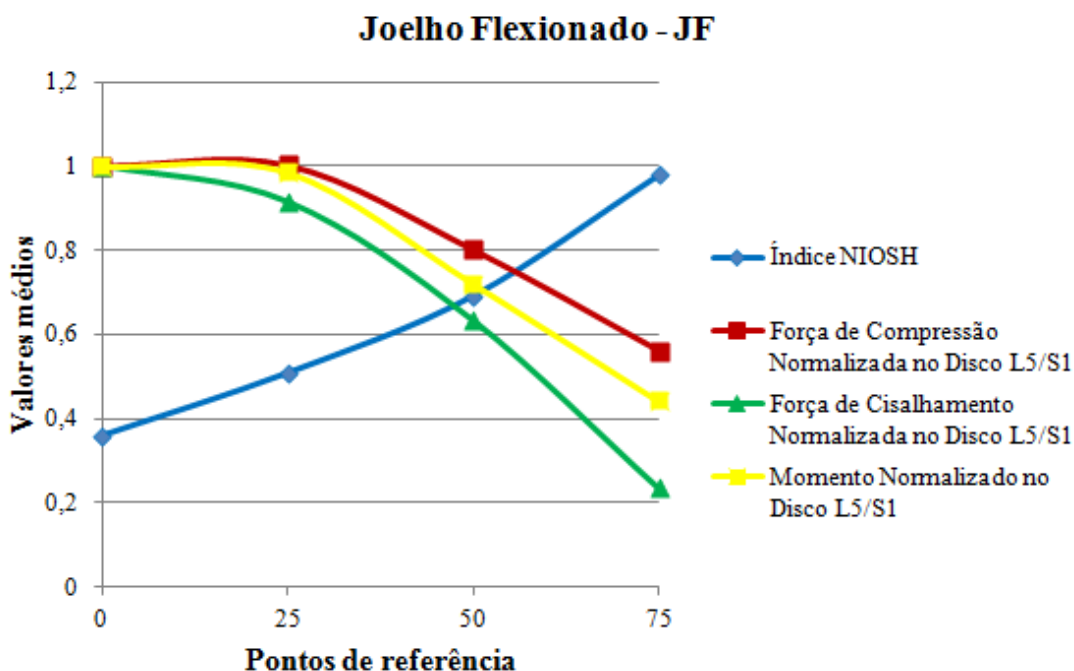
A comparação estatística dos valores médios dos momentos obtidos nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75, foram expostos na Tabela 12. Observa-se que, nos pontos de referência 0 e 25 ocorreu uma diferença significativa nos valores médios obtidos de momento, **$p=0,014$** e **$p=0,073$** , respectivamente, o que indica que a posição joelho flexionado favoreceu a menores valores de momento nessas alturas de deslocamento da carga.

4.4 FORÇAS NORMALIZADAS NO DISCO L5/S1 E ÍNDICE DE NIOSH NO LEVANTAMENTO ESTÁTICO

Para relacionar os valores obtidos no Índice NIOSH e forças no disco intervertebral L5/S1, durante o levantamento estático, as forças de compressão, cisalhamento e momento foram normalizadas em relação aos valores obtidos no ponto de referência 0. Em seguida, obteve-se as médias do grupo referente aos pontos 0, 25, 50 e 75 e 100.

A Figura 36 apresenta a relação das forças médias normalizadas do grupo e a média do índice NIOSH para a condição joelho flexionado. Optou-se por apresentar somente a relação forças normalizadas médias no disco L5/ S1 e índice NIOSH para a condição joelho flexionada, já que é recomendada na literatura como a forma correta de realização do levantamento manual de carga.

Figura 36 - Relação Índice NIOSH e forças normalizadas no disco L5/S1 durante o levantamento estático: joelho flexionado (JF).



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

As forças de compressão, cisalhamento e momento demonstram a mesma tendência para o grupo, na condição joelho flexionado, conforme ilustra a Figura 36. O ponto de referência 25 merece destaque, já que as forças normalizadas de compressão e cisalhamento

atingiram valores próximos a 1, praticamente igual ao ponto 0 que foi adotado como referência para normalização das forças no disco L5/S1. Isso demonstra que, no levantamento estático da carga máxima os pontos 0 e 25 favorecem altos valores de forças compressivas, mesmo quando adotado a posição de flexão dos joelhos durante o levantamento. Isso justifica-se, porque, nessas alturas, ponto 0 e 25, a alavanca biomecânica favorável gera maior desenvolvimento de força durante o levantamento estático.

O Índice NIOSH médio, nos pontos 0, 25, 50 e 75, demonstra uma tendência crescente, conforme apresenta a Figura 36. Isso reforça que, nos pontos 0 e 25, a equação de NIOSH utiliza limites bem subestimados em relação à capacidade individual, e a partir do ponto 50 limites superestimados.

4.5 CARGA MANIPULADA CONFORME PADRÃO NIOSH

As cargas foram manipuladas do ponto 0 ao ponto 100 com velocidade natural estabelecida por cada voluntária, conforme determinadas pela recomendação de NIOSH e descrita nas seções 3.3.5 e 3.3.6 deste estudo. Como as cargas manipuladas são ajustadas de acordo com a antropometria de cada voluntária, os resultados das forças internas estimadas, compressão, cisalhamento e momento, são apresentados com valores médios e respectivos desvios padrões do grupo.

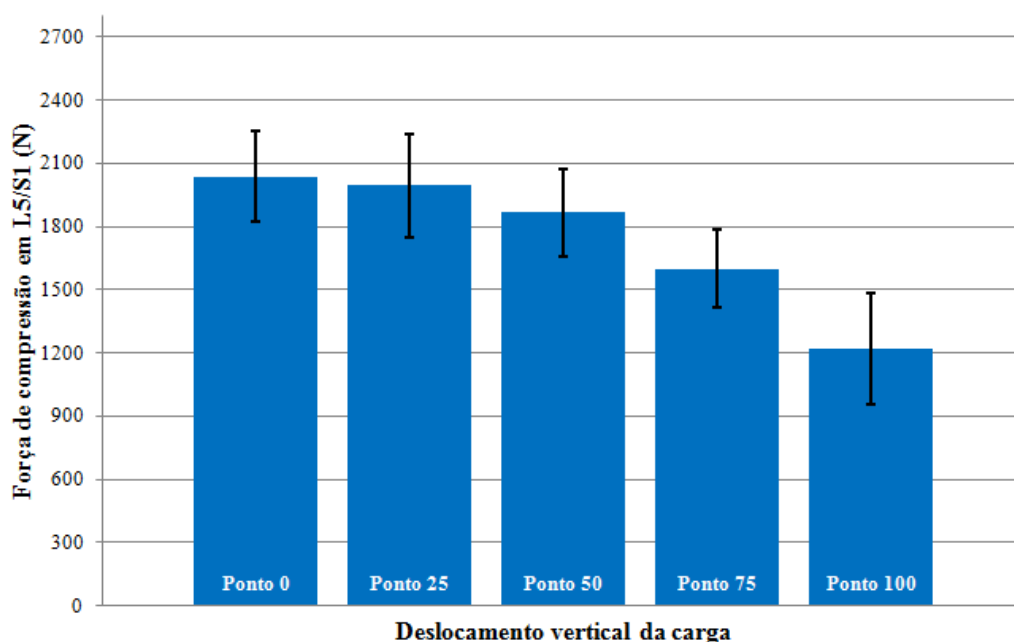
4.5.1 Força de compressão no disco L5/S1 para carga manipulada

A Figura 37 demonstra o comportamento da força de compressão média estimada e desvio padrão da amostra para levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, realizado com joelhos estendidos nas diferentes alturas de deslocamento da carga (Pontos 0, 25, 50, 75 e 100).

A maior força de compressão média estimada para o grupo, na condição joelho estendido, ocorreu no ponto 0, com valor igual a 2037,35 N; já a menor força compressiva foi verificada no ponto 100, com valor de 1218,58 N. Entretanto, os pontos 0 e 25 apresentaram valores muito próximos, conforme pode ser visto na Figura 37. Observou-se uma tendência de diminuição das forças compressivas, conforme a carga foi elevada na condição joelho

estendido, ou seja, na posição inicial do movimento de levantamento com carga obteve-se o maior valor de força de compressão e na posição final o menor valor.

Figura 37 - Força de compressão média em L5/S1, nos pontos 0-100, para condição joelho estendido.

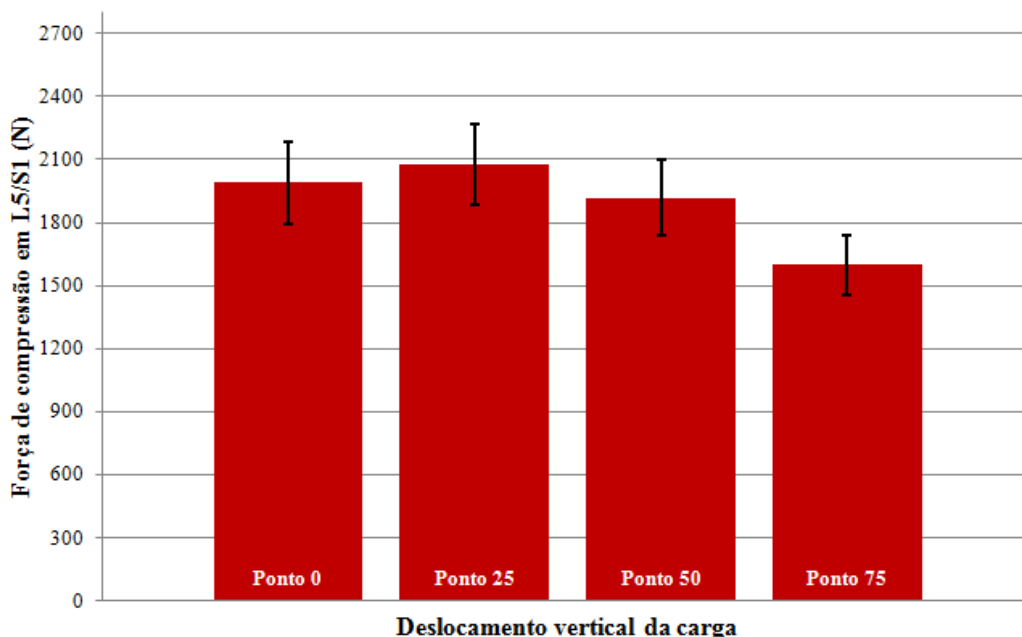


Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho estendido, resultou num **p=0,000**, o que reflete diferença significativa entre os diferentes pontos de deslocamento da carga em relação aos valores estimados de força de compressão média nesta condição. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* demonstra que os pontos 75 e 100, como diferentes em relação aos demais, apresentam os menores valores de força de compressão no disco intervertebral L5/S1.

A Figura 38 apresenta a força de compressão média estimadas para as 12 voluntárias e os respectivos desvios padrões para levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, realizado com joelhos flexionados, nas diferentes alturas (Ponto 0, 25, 50 e 75) de deslocamento da carga.

Figura 38 - Força de compressão média em L5/S1, nos pontos 0-75, para condição joelho flexionado.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A maior força de compressão média estimada para a amostra, na condição joelho flexionado, ocorreu no ponto 25, com valor igual a 2075,28 N; já a menor força compressiva foi verificada no ponto 75, com valor de 1597,59 N. Entretanto, os pontos 0 e 25 apresentaram valores muito próximos, com uma diferença de apenas 86,9 N de força de compressão média entre as duas alturas de deslocamento vertical da carga.

Por meio da análise estatística para comparação das forças compressivas médias no disco L5/S1 nos pontos 0, 25, 50 e 75, na condição joelho flexionado, obteve-se um **p=0,000** que reflete uma diferença significativa entre os pontos de deslocamento vertical da carga. Após a aplicação do teste *post-hoc* de *Tukey* verificou-se que o ponto 75 como diferente, apresentando valores bem inferiores de força de compressão média, em relação aos demais pontos de referência (Pontos 0, 25 e 50).

Nas duas condições de levantamento de carga recomendada, as forças de compressão médias no disco L5/S1 diminuíram quando a carga se afastou do chão. NIOSH (1994) no desenvolvimento da equação para levantamento seguro de cargas, estabelece que altura e distância de deslocamento vertical da carga são fatores importantes que a serem considerados para um levantamento e isso pode ser mais uma vez comprovado a partir dos valores obtidos de força de compressão no disco L5/S1.

Tabela 13 - Comparação estatística das forças de compressão (N) no disco L5/S1 nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	2037,35	± 215,27	0,406
Ponto 0 - JF	1988,38	± 192,23	
Ponto 25 - JE	1995,73	± 244,49	0,153
Ponto 25 - JF	2075,28	± 191,65	
Ponto 50 - JE	1866,47	± 208,87	0,105
Ponto 50 - JF	1917,69	± 178,62	
Ponto 75 - JE	1600,34	± 182,7	0,926
Ponto 75 - JF	1597,59	±140,17	

**Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

O teste estatístico t pareado foi aplicado para comparação dos valores médios estimados de força de compressão obtidos nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75, conforme mostra a Tabela 13.

Em relação força de compressão estimada para o disco L5/S1 durante o levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, não ocorreu diferença significativa estatística ($p < 0,10$) dos valores obtidos, ou seja, a posição dos joelhos (estendido ou flexionado) não interferiu nos resultados obtidos para a amostra. Conforme também ocorreu no estudo de La Torre *et al.* (2008), que não verificou diferença significativa em relação as forças atuantes no disco L5/S1 na comparação de quatro técnicas de levantamento manual com carga referente a 25% do peso corporal.

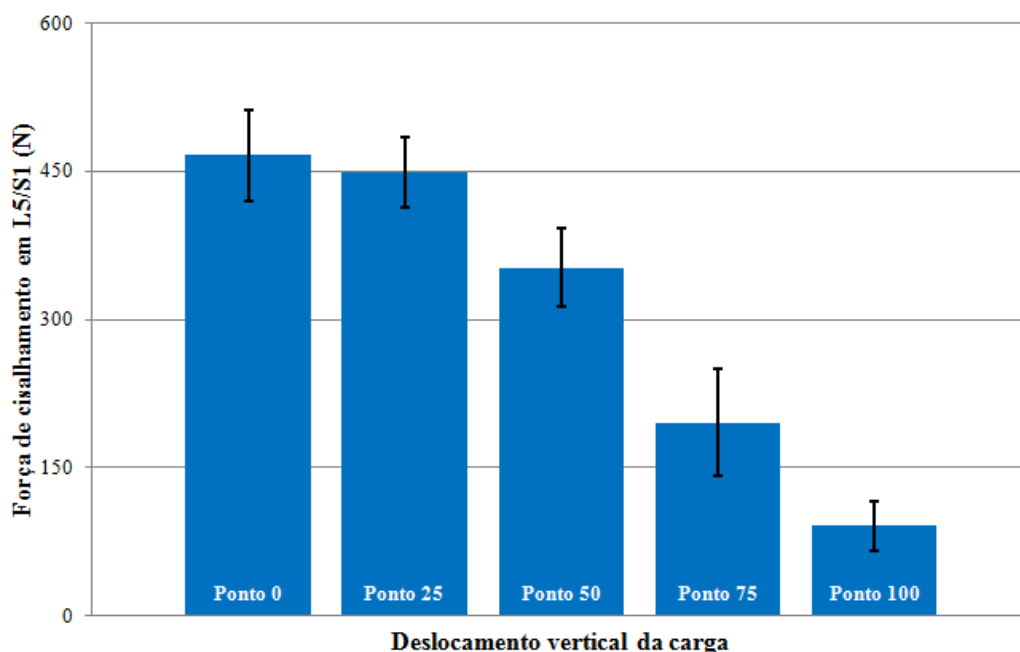
4.5.2 Força de cisalhamento no disco L5/S1 para carga manipulada

A Figura 39 apresenta a força de cisalhamento média para as 12 voluntárias e os respectivos desvios padrões, para levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH realizado com joelhos estendidos, nas diferentes alturas (Ponto 0, 25, 50, 75 e 100) de deslocamento da carga.

A maior força de cisalhamento média estimada para o grupo, na condição joelho estendido, ocorreu no ponto 0, com valor igual a 466,12 N; já a menor força cisalhante foi

verificada no ponto 100, com valor de 90,89 N. Entretanto, os pontos 0 e 25 apresentaram valores muito próximo, conforme pode ser visto na Figura 39. Observou-se a mesma tendência das forças compressivas em L5/S1, ou seja, de diminuição das forças de cisalhamento, conforme a carga recomendada foi levantada, na condição joelho estendido.

Figura 39 - Força de cisalhamento média em L5/S1, nos pontos 0-100, para condição joelho estendido.



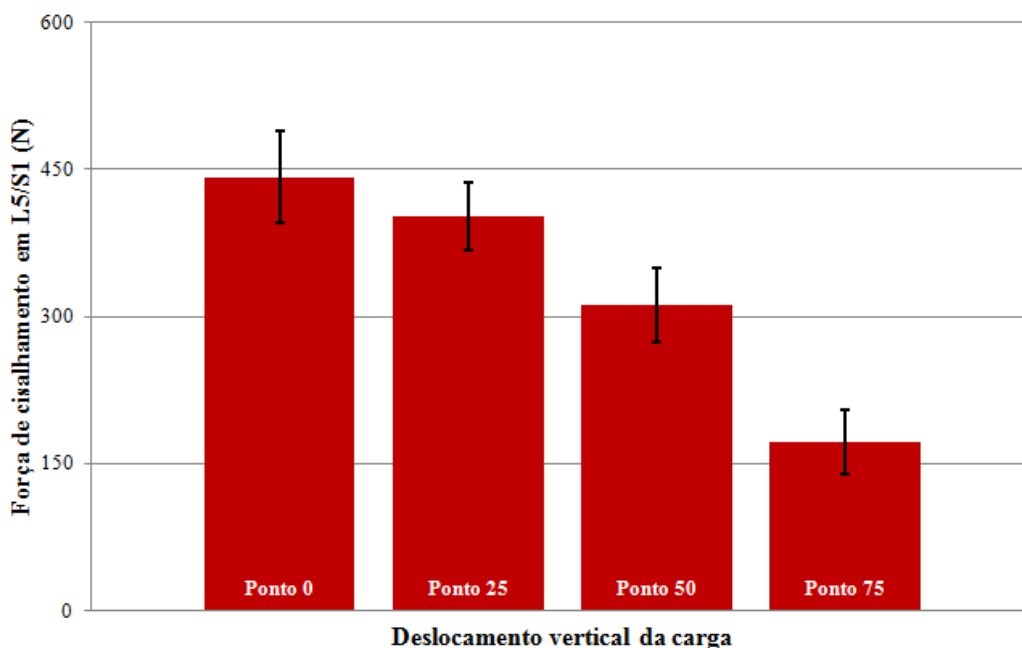
Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho estendido, resultou num **p=0,000**, o que reflete diferença significativa, entre os diferentes pontos de deslocamento da carga, em relação aos valores estimados de força de cisalhamento média nesta condição. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta que os pontos 75 e 100 como diferentes em relação aos demais, pois apresentam valores bem inferiores de força de cisalhamento no disco intervertebral L5/S1.

A Figura 40 demonstra o comportamento da força de cisalhamento média estimada no disco L5/S1 e desvio padrão da amostra, para levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, realizado com joelhos flexionados nas diferentes alturas de deslocamento da carga (Pontos 0, 25, 50 e 75). A maior força de cisalhamento média estimada para a amostra, na condição joelho flexionado, ocorreu no ponto 0, com valor igual a 441,78 N; já a menor força de cisalhamento foi verificada no ponto 75, com valor de 171,83 N. As forças

cisalhantes no disco L5/S1 tenderam a diminuir na condição joelho flexionado, conforme a carga foi elevada pelas voluntárias.

Figura 40 - Força de cisalhamento média em L5/S1, nos pontos 0-75, para condição joelho flexionado.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A comparação estatística das forças cisalhantes médias no disco L5/S1 nos pontos 0, 25, 50 e 75, na condição joelho flexionado, obteve um **p=0,000** que reflete uma diferença significativa entre os pontos de deslocamento vertical da carga. Após a aplicação do teste *post-hoc* de Tukey verificou-se que os pontos 50 e 75 como diferentes, apresentando valores bem inferiores de força de cisalhamento média, em relação aos demais pontos de referência (Pontos 0 e 25).

A Tabela 14 apresenta a comparação estatística dos valores médios estimados de força de cisalhamento nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75.

Tabela 14 - Comparação estatística das forças de cisalhamento (N) no disco L5/S1 nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	466,12	± 45,72	0,081
Ponto 0 - JF	441,78	± 46,89	
Ponto 25 - JE	448,50	± 35,38	0,000
Ponto 25 - JF	401,72	± 34,22	
Ponto 50 - JE	352,43	± 39,96	0,000
Ponto 50 - JF	311,94	± 38,22	
Ponto 75 - JE	195,48	± 53,97	0,018
Ponto 75 - JF	171,83	± 33,24	

** Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estud (OLIVEIRA, 2013).

Em relação à força de cisalhamento estimada para o disco L5/S1 durante o levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, ocorreu significância estatística ($p < 0,10$) dos valores obtidos, ou seja, a posição dos joelhos (estendido ou flexionado) interferiu nos resultados obtidos pela amostra.

Apesar de os valores médios obtidos terem sido bem inferiores ao limite máximo permitido de 1000 N, proposto por McGill *et al.* (1998), os resultados obtidos são relevantes pois as forças de cisalhamento são uma das responsáveis pela sobrecarga mecânica na coluna lombar durante o levantamento de carga. Isso reforça, mais uma vez que a postura de joelho flexionado protege a estrutura musculoesquelética de sustentação, comprovando a orientação ergonômica.

4.5.3 Momento no disco L5/S1 para carga manipulada

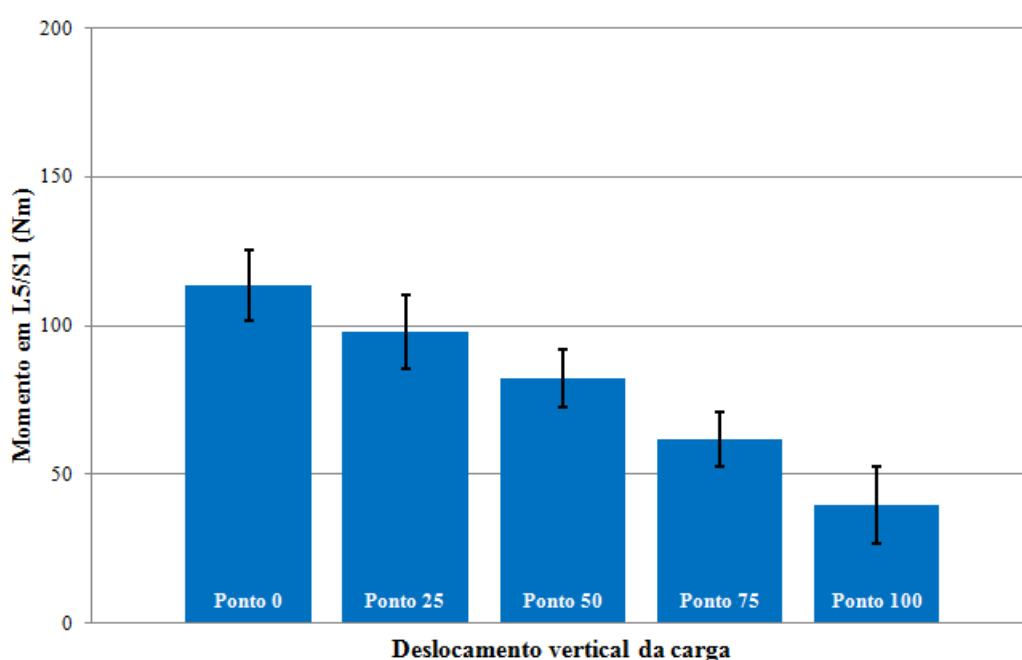
A Figura 41 mostra os momentos médios estimados em L5/S1 para o grupo e respectivos desvios padrões nos diferentes níveis do deslocamento da carga, pontos, 0, 25, 50, 75 e 100, para levantamento realizado com joelhos estendidos e carga recomendada pela equação de NIOSH.

Os momentos médios estimados variaram, no levantamento realizado com joelhos estendidos, de 113,41 Nm a 39,73 Nm. Constatou-se a mesma tendência das forças

compressivas em L5/S1, ou seja, de diminuição do momento no disco L5/S1, conforme a carga recomendada foi elevada.

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho estendido, resultou num **p=0,000**, o que reflete diferença estatística significativa, entre os valores estimados de momentos médios nos diferentes níveis de deslocamento da carga recomendada. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta que todos os níveis (pontos 0, 25, 50,75 e 100) de deslocamento da carga atingiram valores de momento diferentes entre si.

Figura 41 - Momento médio em L5/S1, nos pontos 0 - 100, para condição joelho estendido.

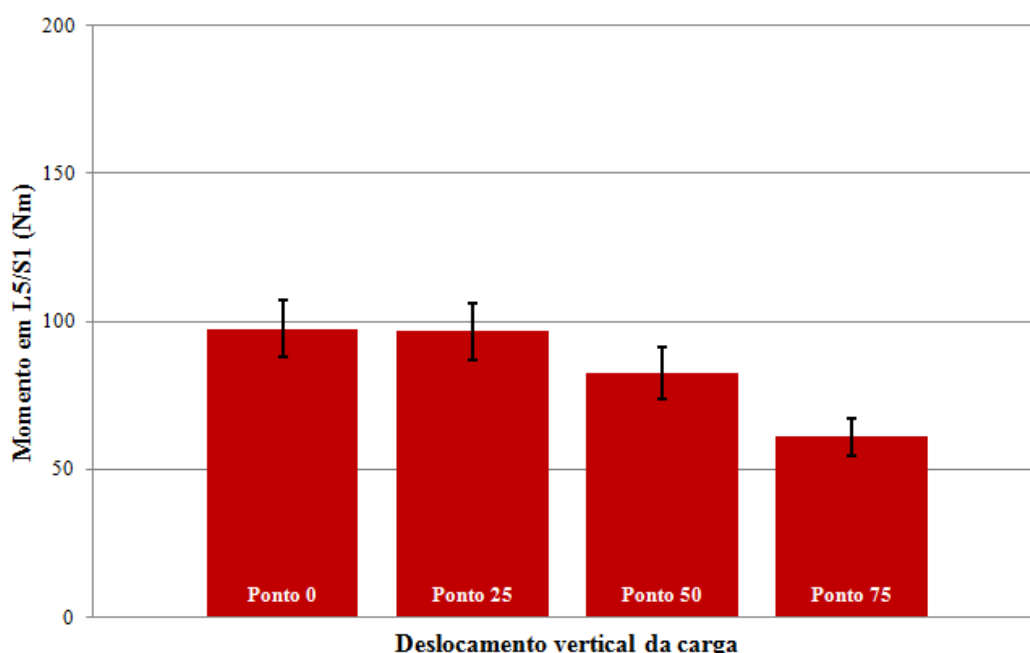


Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A Figura 42 ilustra o comportamento dos momentos médios estimados para as 12 voluntárias e os respectivos desvios padrões nos diferentes níveis (pontos 0, 25, 50 e 75) de deslocamento da carga, para condição joelho flexionado.

Os momentos médios estimados no disco L5/S1 variaram, no levantamento realizado com joelhos flexionados, de 97,54 Nm a 61,12 Nm. Constatou-se a mesma tendência das forças compressivas, ou seja, de diminuição do momento no disco L5/S1, conforme a carga recomendada foi elevada. Entretanto, nesta condição de levantamento de carga, os pontos 0 e 25 apresentaram valores bem próximos, conforme pode ser visto na Figura 42.

Figura 42 - Momento médio em L5/S1, nos pontos 0 - 75, para condição joelho flexionado.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho flexionado, resultou num $p=0,000$, o que reflete diferença estatística significativa, entre os valores estimados de momentos médios nos diferentes níveis de deslocamento da carga recomendada. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta que, a partir do ponto 50, os valores obtidos são bem inferiores aos pontos 0 e 25.

A Tabela 15 apresenta a comparação estatística dos valores médios estimados de momento no disco L5/S1 nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75.

Em relação ao momento estimado para o disco L5/S1, durante o levantamento com carga recomendada pela equação de NIOSH, ocorreu significância estatística ($p<0,10$) dos valores obtidos somente no ponto 0, ou seja, quando o levantamento de carga ocorre a partir de uma altura bem próxima ao chão (23 cm), é melhor adotar a posição de joelhos fletidos, pois esta reduz o momento gerado no disco, minimizando a sobrecarga musculoesquelética (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 2001).

Tabela 15 - Comparação estatística dos momentos (Nm) no disco L5/S1 nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JE	113,41	± 11,93	0,001
Ponto 0 - JF	97,54	± 9,53	
Ponto 25 - JE	97,99	± 12,32	0,652
Ponto 25 - JF	96,72	± 9,62	
Ponto 50 - JE	82,18	± 9,75	0,752
Ponto 50 - JF	82,69	± 8,88	
Ponto 75 - JE	61,89	± 9,09	0,665
Ponto 75 - JF	61,12	± 6,23	

** Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Na literatura são descritos alguns estudos que relatam valores de momentos obtidos no disco L5/S1 durante a tarefa de levantamento manual de carga (KINGMA *et al.*, 1996; PLAMONDON; GAGNON; DESJARDINS, 1996; CHENG *et al.*, 1998; LARIVIÈRE; GAGNON, 1998; LA TORRE, 2009; XU XU *et al.*, 2012). Entretanto, essas pesquisas foram realizadas com homens, as cargas variaram bastante dentre os estudos e as condições do levantamento também, ora realizado de forma simétrica ora assimétrica, quanto ao posicionamento dos joelhos ora estendido ora flexionado, o que não permite a comparação dos dados obtidos, já que as condições não foram exatamente as mesmas.

4.6 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS ERETORES DA COLUNA

Os resultados eletromiográficos dos músculos eretores da coluna vertebral, longuíssimo e multífidos, foram obtidos de acordo com as referências dos pontos 0, 25, 50, 75 e 100 nas condições de joelho estendido e joelho flexionado, durante o movimento de levantamento de carga realizado sem rotação de tronco, conforme descrito na seção 3.3.3 deste trabalho. A atividade muscular foi registrada em RMS (*Root Mean Square*).

Para análise realizou-se o somatório dos canais referentes ao mesmo grupo muscular, ou seja, atividade muscular do músculo longuíssimo refere-se à soma dos valores obtidos no canal 1 e canal 2 (longuíssimo esquerdo e longuíssimo direito), já o registro de atividade

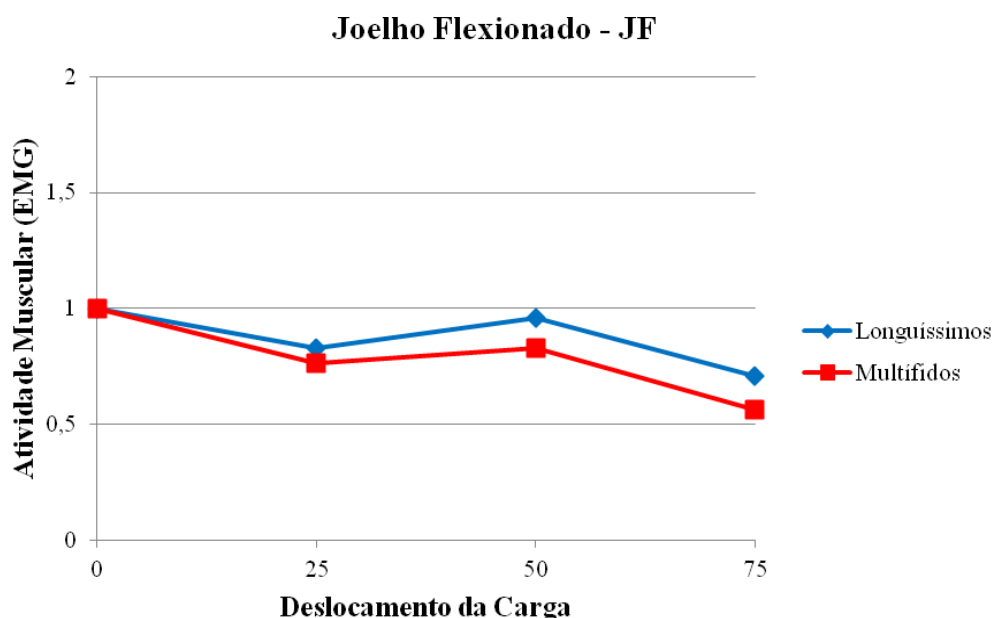
muscular dos multífidos é referente à soma dos canais 3 e 4 (multífido esquerdo e multífido direito).

4.6.1 Dados eletromiográficos do levantamento estático - CVM

Os dados obtidos de CVM, referente ao levantamento estático, foram normalizados pela CVM obtida no ponto 0, para todas as condições estudadas. São apresentados os valores médios obtidos pela amostra nas diferentes alturas da carga, pontos 0, 25, 50, 75 e 100.

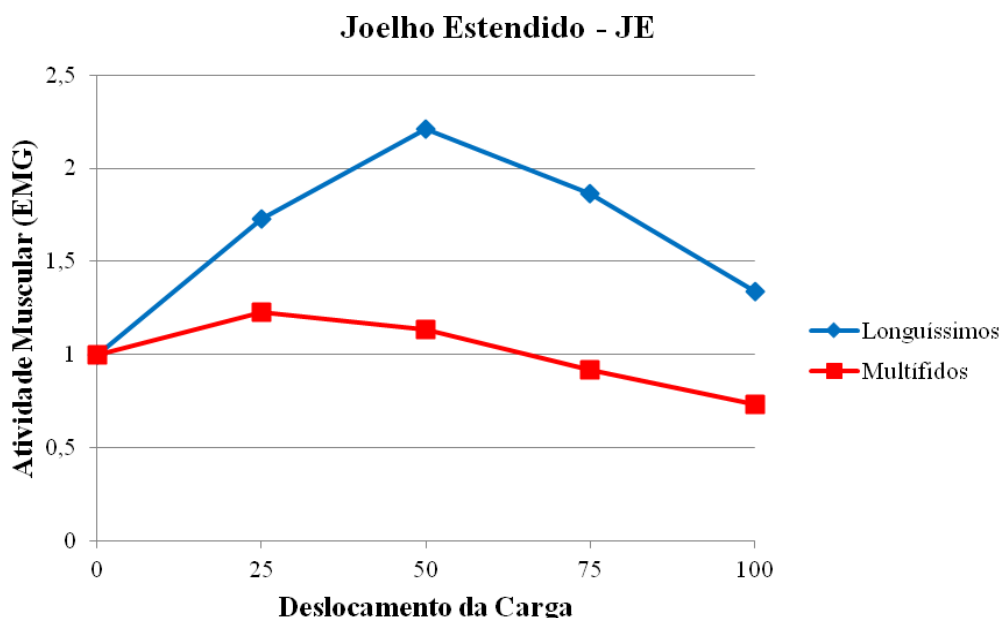
As Figuras 43 e 44 apresentam atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, registradas durante o levantamento estático, obtido na condição joelho flexionado e joelho estendido, respectivamente.

Figura 43 - Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento estático realizado com joelho flexionado (JF): pontos 0-75.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Figura 44 - Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento estático realizado com joelho estendido: pontos 0-100.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

A ativação muscular, dos músculos longuíssimos e multífidos, ocorreu durante todo o levantamento estático realizado com flexão dos joelhos (Ponto 0 a 75), sendo observada o mesmo comportamento de ativação para os dois músculos avaliados, conforme ilustra a Figura 43. Com exceção do ponto 0, registrou-se valores médios superiores de atividade muscular em todos os níveis de deslocamento da carga, na condição joelho flexionado, para os longuíssimos em relação aos multífidos. Entretanto, por meio da análise estatística (Teste t-pareado), somente o ponto 50 que apresentou diferença significativa, **p=0,073**, demonstrando que a atividade muscular média dos longuíssimos foi realmente superior a dos multífidos apenas nesse nível de deslocamento da carga.

A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho flexionado (Figura 43), resultou num de **p=0,047**, para os longuíssimos, e um de **p=0,000**, para os multífidos, o que reflete diferença estatística significativa nos valores obtidos de atividade normalizada entre os pontos de deslocamento da carga. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de *Tukey* aponta que o nível de deslocamento da carga referente ao ponto 75 como diferente em relação aos demais, para ambos os músculos, apresentando valores bem inferiores de atividade muscular média normalizada. Isso representa que o maior intervalo de ativação muscular, para os eretores da coluna vertebral, na condição joelho flexionado, foi do ponto 0 ao ponto 50.

Quanto ao levantamento estático realizado com extensão dos joelhos, a atividade muscular normalizada dos longuíssimos e multífidos, mostrou-se também contínua (Ponto 0 a 100), conforme apresenta a Figura 44. Por meio da análise variância (ANOVA *one-way*) da condição joelho estendido, obteve-se um de **p=0,126** para os longuíssimos; e um **p=0,220** para os multífidos. Isso demonstra que não houve diferença significativa para o grupo, nos valores obtidos de atividade muscular normalizada entre os pontos de deslocamento da carga, para os dois músculos. Pode-se observar apenas, Figura 44, que, no ponto 50, ocorreu a maior média de atividade muscular do grupo para o músculo longuíssimo; já para o músculo multífido, a maior média ocorreu no ponto 25.

Em todos os pontos de referência avaliados, exceto o ponto 0, os valores médios obtidos pela amostra de atividade muscular dos longuíssimos foi superior a dos multífidos, Figura 44. Segundo Assis (2008), os multífidos apresentam fibras superficiais e profundas com diferentes funções, sendo que as fibras superficiais apresentam maior atividade durante a rotação e a extensão da coluna lombar, enquanto que as fibras profundas apresentam principal função durante o controle da estabilização da coluna lombar. E como o movimento realizado durante o levantamento foi somente de extensão, os multífidos provavelmente atuaram mais como estabilizadores, enquanto os longuíssimos como motores primários. A análise estatística demonstrou diferença significativa somente nos pontos 50, 75 e 100, sendo obtidos os seguintes valores **p=0,029**; **p=0,035**; **p=0,045**, respectivamente. Então, para a amostra, durante o levantamento estático com joelhos estendidos, o músculo longuíssimo teve maior atividade muscular média registrada em três níveis de deslocamento da carga.

A Tabela 16 apresenta a comparação estatística dos valores médios normalizados de atividade muscular registrada, longuíssimos e multífidos, nas duas condições estudadas, joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75.

Em relação a atividade muscular normalizada dos longuíssimos, durante o levantamento estático, ocorreu diferença significativa ($p<0,10$) para os pontos de referência 25, 50 e 75. Já para os multífidos também ocorreu significância nos pontos 50 e 75. Ou seja, a condição joelho estendido favoreceu a uma maior ativação muscular pela amostra, nos músculos eretores. Dessa forma, pode-se confirmar que a posição joelho estendido favorece o aumento da sobrecarga na coluna lombar, de forma a reafirmar a orientação ergonômica de que o levantamento de carga deve ocorrer adotando a flexão dos joelhos.

Tabela 16 - Comparação estatística dos valores normalizados de atividade muscular, obtidos pelos longuíssimos e multífidis, para levantamento estático nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Longuíssimos</i>			<i>Multífidis</i>		
	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JF	1,00	0,00	---	1,00	0,00	---
Ponto 0 - JE	1,00	0,00		1,00	0,00	
Ponto 25 - JF	0,828	± 0,245	0,070	0,765	± 0,252	0,132
Ponto 25 - JE	1,727	± 1,482		1,225	± 0,921	
Ponto 50 - JF	0,961	± 0,379	0,022	0,827	± 0,274	0,010
Ponto 50 - JE	2,209	± 1,520		1,132	± 0,364	
Ponto 75 - JF	0,710	± 0,298	0,011	0,564	± 0,252	0,022
Ponto 75 - JE	1,862	± 1,284		0,919	± 0,522	

**Teste t pareado ($p < 0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

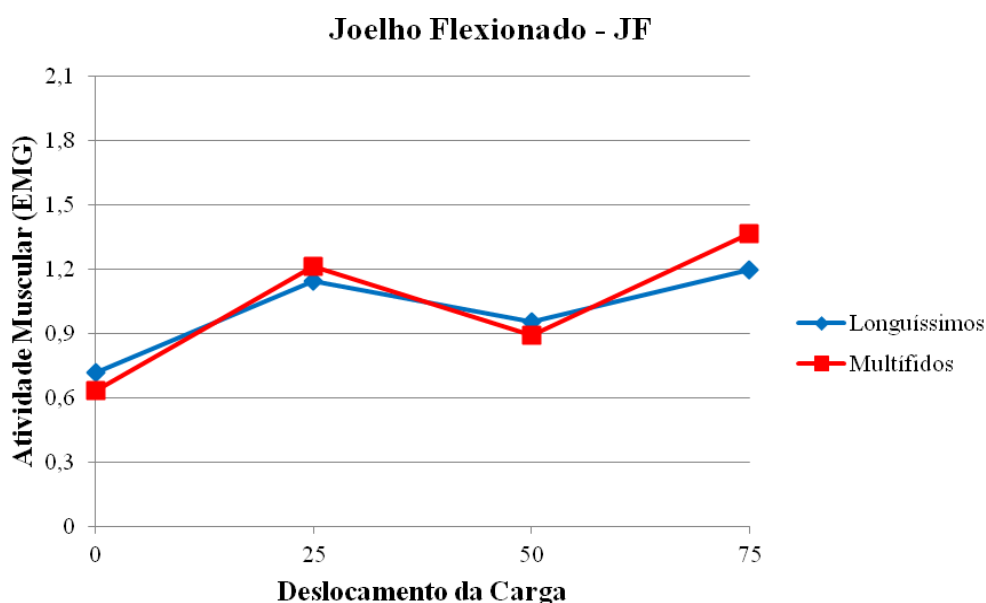
Esses dados corroboram com estudo de Gauglitz *et al.* (2003), no qual afirma que o uso da eletromiografia, para avaliar a ação dos músculos eretores, possibilita a correlação entre o esforço muscular e as forças externas que atuam no homem durante o levantamento de carga. Segundo Gonçalves e Pereira (2009), o levantamento manual de carga pelo trabalhador continua preocupando as indústrias dos mais diversos setores de produção, devido ao número expressivo de ocorrência de dor lombar, proveniente do número excessivo de levantamentos de carga, se realizado de forma incorreta, ocasionando sobrecargas nos tecidos não contrateis como fâscias e ligamentos, podendo, inclusive, ocorrer como resultado, uma herniação do disco intervertebral.

4.6.2 Dados eletromiográficos do levantamento com carga manipulada

Os dados de eletromiografia, referente ao levantamento dinâmico com carga manipulada, foram normalizados pela CVM, obtidas no ponto de referência respectivo, para todas as condições estudadas. São apresentados os valores médios obtidos pela amostra nas diferentes alturas da carga, pontos 0, 25, 50, 75 e 100.

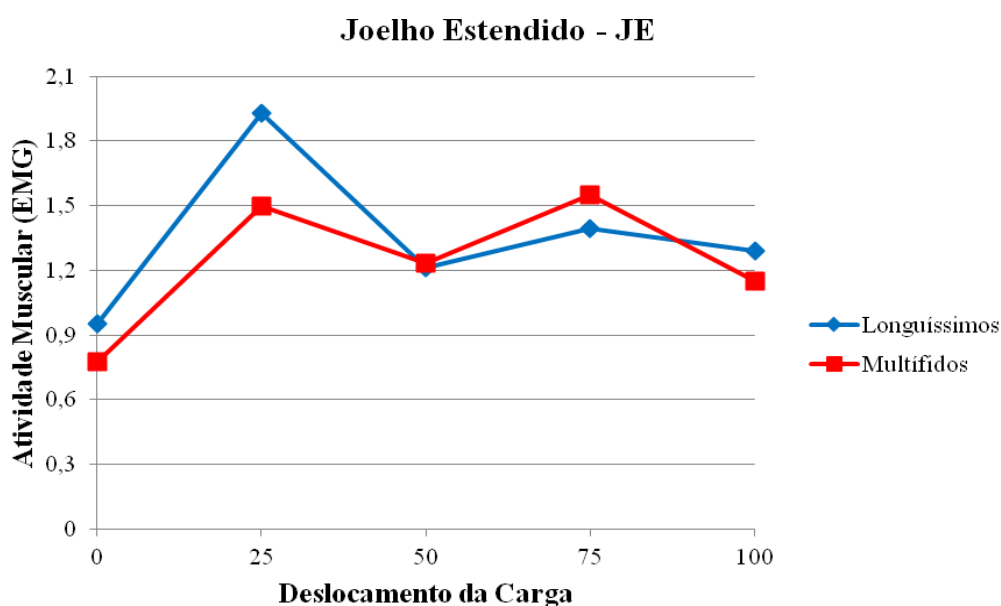
As Figuras 45 e 46 apresentam atividade muscular média normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, registradas durante o levantamento com carga manipulada, nas condições joelho flexionado e joelho estendido, respectivamente.

Figura 45 - Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento com carga manipulada realizado com joelho flexionado (JF): pontos 0-75.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Figura 46 - Atividade muscular normalizada dos músculos longuíssimos e multífidos, média do grupo, durante o levantamento com carga manipulada realizado com joelho estendido (JE): pontos 0-100.



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Os músculos longuíssimos e multífidos mantiveram-se ativos durante todo o levantamento dinâmico com carga manipulada, tanto na condição joelho flexionado como na condição joelho estendido, conforme ilustram as Figuras 45 e 46.

Os músculos avaliados, tanto na condição joelho flexionado como joelho estendido, apresentaram menor atividade muscular, no ponto 0 que se refere à posição inicial do levantamento de carga. Segundo Floyd e Silver⁶ (1955 apud MORAES, 1999), durante a flexão do tronco, a partir da posição ortostática, ocorre um aumento na atividade dos músculos eretores da espinha até determinado momento. Neste momento, denominado ponto crítico, é interrompida a atividade muscular. A partir dessa posição, totalmente fletida, a extensão inicial do tronco não requer atividade dos músculos eretores, pois ela ocorre no quadril. Esse silêncio elétrico permanece até que novamente seja alcançado o "ponto crítico", a partir do qual a extensão está ocorrendo efetivamente na coluna lombar, com os músculos eretores reativados até que seja atingida a posição ortostática. Posteriormente, esses autores modificaram a denominação "ponto crítico" por "relaxamento muscular da flexão", momento no qual é cessada a atividade muscular num determinado momento da flexão do tronco.

Na condição joelho flexionado, Figura 45, observou-se a mesma tendência de ativação muscular para os dois músculos avaliados, sendo os valores médios, obtidos em todos os níveis de deslocamento da carga, muitos próximos. Não ocorreu, em nenhum dos pontos de referência, diferença estatística entre os valores normalizados obtidos para os longuíssimos e multífidos (**p>0,297**). A análise de variância ANOVA *one-way*, para condição joelho flexionado, resultou num de **p=0,168**, para os longuíssimos; e um de **p=0,015**, para os multífidos. Isso reflete diferença estatística significativa ($p<0,10$) somente nos valores obtidos de atividade muscular normalizada, entre os pontos de deslocamento da carga, dos multífidos.

A aplicação, em seguida do teste *post-hoc* de Tukey, aponta que o nível de deslocamento da carga referente ao ponto 25 e 75 como diferentes em relação aos demais, para os multífidos, apresentam valores mais altos de atividade muscular média normalizada. Isso representa que o maior intervalo de ativação muscular, na condição joelho flexionado, foi do ponto 25 ao ponto 75.

⁶ FLOYD, W. F.; SILVER, P. H. S. The functions of the eretores spinae muscles in certain movements and postures in man. **Journal Physiology**, v. 129, p. 184-203, 1955 apud MORAES, A. C. Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e abordagem da pressão intradiscal na coluna lombar. 1999. 146 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1999.

Na condição joelho estendido, Figura 46, observou-se a mesma tendência de ativação muscular para os dois músculos avaliados, sendo os valores médios, obtidos em todos os níveis de deslocamento da carga, semelhantes. Não se encontrou, em nenhum dos pontos de referência, diferença estatística entre os valores normalizados obtidos para os longuíssimos e multífidos ($p>0,146$).

Por meio da análise variância (ANOVA *one-way*) da condição joelho estendido, obteve-se um de $p=0,069$, para os longuíssimos; e um $p=0,023$, para os multífidos. Isso demonstra que houve diferença significativa para o grupo nos valores médios obtidos de atividade muscular normalizada entre os pontos de deslocamento da carga, para os dois músculos, conforme ilustra a Figura 46. Pode-se observar que, nos pontos de referência, 25 e 75, ocorreu a maior média de atividade muscular do grupo, tanto para o músculo longuíssimo quanto para o músculo multífido.

A Tabela 17 apresenta a comparação estatística dos valores médios normalizados de atividade muscular registrada, longuíssimos e multífidos, nas duas condições estudadas: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF), para os pontos de referência 0, 25, 50 e 75.

Tabela 17 - Comparação estatística dos valores normalizados de atividade muscular, obtidos pelos longuíssimos e multífidos para levantamento dinâmico, nos pontos 0 a 75: joelho estendido (JE) e joelho flexionado (JF).

	<i>Longuíssimos</i>			<i>Multífidos</i>		
	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>	<i>Média</i>	<i>dp</i>	<i>p</i>
Ponto 0 - JF	0,717	± 0,359	0,241	0,633	± 0,267	0,125
Ponto 0 - JE	0,954	± 0,496		0,775	± 0,377	
Ponto 25 - JF	1,142	± 0,834	0,134	1,210	± 0,824	0,278
Ponto 25 - JE	1,929	± 1,481		1,497	± 0,771	
Ponto 50 - JF	0,953	± 0,434	0,014	0,891	± 0,291	0,000
Ponto 50 - JE	1,211	± 0,479		1,231	± 0,367	
Ponto 75 - JF	1,194	± 0,508	0,150	1,367	± 0,706	0,348
Ponto 75 - JE	1,395	± 0,608		1,550	± 0,766	

** Teste t pareado ($p<0,10$)

Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

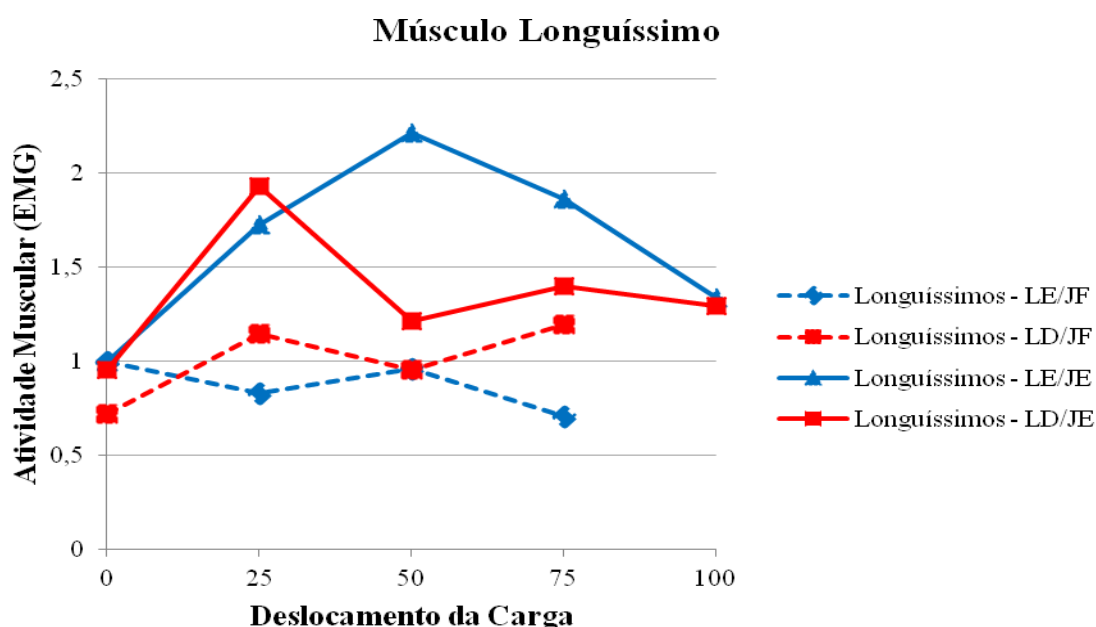
Em relação à atividade muscular normalizada dos longuíssimos e multífidos, durante o levantamento dinâmico com carga manipulada, ocorreu diferença significativa ($p<0,10$) para a

amostra, somente para o ponto de referência 50, para os dois músculos registrados. Dessa forma, pode-se perceber que mesmo com carga recomendada pela equação de NIOSH, a posição joelho estendido favorece ao aumento da atividade muscular no ponto 50, o que favorece a uma sobrecarga na coluna.

4.6.3 Comparação dos dados eletromiográficos no levantamento estático e com carga manipulada

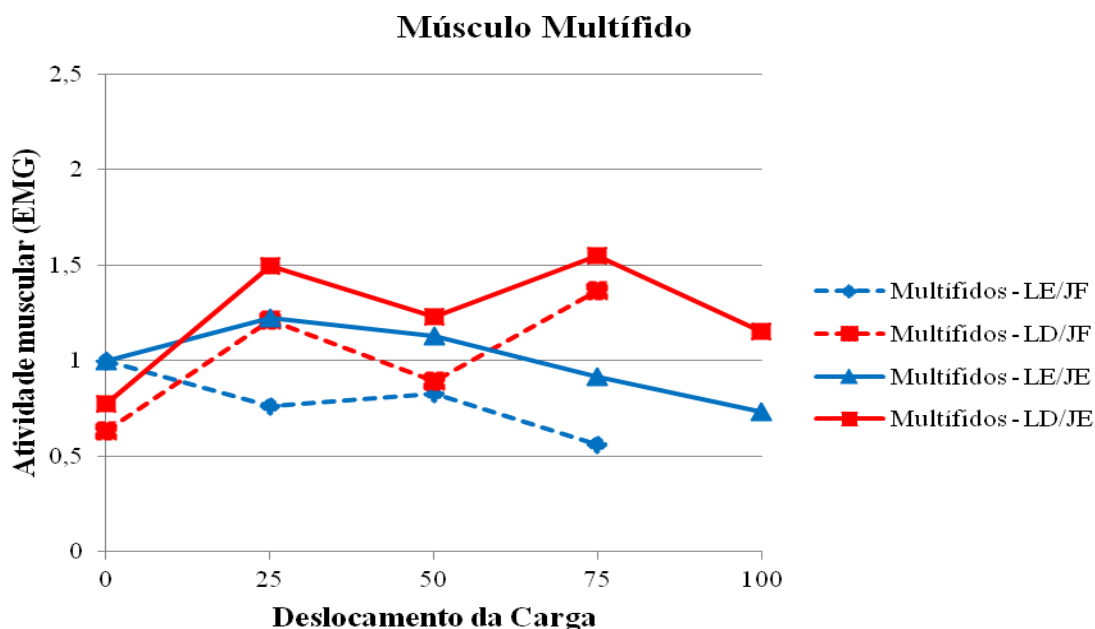
A Figura 47 apresenta a comparação da ativação muscular dos longuíssimos, no levantamento estático e no levantamento dinâmico com carga manipulada, nas duas condições: joelho flexionado e joelho estendido. Já a Figura 48 apresenta a comparação da ativação muscular dos multíídeos.

Figura 47 - Padrão de ativação muscular dos longuíssimos no levantamento estático (LE) e no levantamento dinâmico com carga manipulada (LD), em referência aos pontos 0-100: joelho flexionado (JF) e joelho estendido (JE).



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Figura 48 - Padrão de ativação muscular dos multífidos no levantamento estático (LE) e no levantamento dinâmico com carga manipulada (LD), em referência aos pontos 0-100: joelho flexionado (JF) e joelho estendido (JE).



Fonte: Dados obtidos no estudo (OLIVEIRA, 2013).

Os músculos avaliados, longuíssimos e multífidos, apresentaram-se ativos durante todo o levantamento manual de carga para duas condições estudadas, joelho estendido e joelho flexionado. Isso demonstra que esses grupos musculares são motores primários do levantamento de carga, ou seja, são responsáveis pela execução do movimento. Diversos autores já haviam constatado em seus estudos que os eretores da coluna são responsáveis pelo levantamento de carga (GONÇALVES, 1996; GONÇALVES, 1998; MORAES, 1999; KRUMHOLZ, 2007; KRUMHOLZ *et al.*; 2007; GONÇALVES; PREREIRA, 2009).

Observa-se, nas Figuras 47 e 48, que o padrão de ativação muscular do levantamento dinâmico, para os eretores da coluna vertebral, é diferente do padrão de ativação muscular do levantamento de carga estático, tanto para a condição joelho flexionado como joelho estendido.

O músculo longuíssimo, Figura 47, na condição joelho flexionado, demonstra uma tendência oposta da atividade muscular normalizada, comparando-se o levantamento estático e dinâmico, nos pontos de referência 0, 25 e 75. Adotou-se um $p < 0,10$, e, após a análise estatística (teste t-pareado), encontrou-se diferença significativa nos valores normalizados registrados nas duas formas de levantamento, estático e dinâmico, nos pontos 0 e 75, $p = 0,020$ e $p = 0,015$, respectivamente. Na condição joelho estendido, os longuíssimos apresentaram

tendência oposta no ponto 50 e 75, apresentando diferença significativa estatística no ponto 50, resultando num **p=0,043**, comparando-se os valores médios obtidos nesse ponto entre o levantamento estático e dinâmico.

Para o músculo multífido, Figura 48, na condição joelho flexionado, registrou-se uma tendência oposta da atividade muscular normalizada, nos pontos de referência 0, 25 e 75, comparando o levantamento estático e dinâmico. Apresentou diferença estatística, **p=0,001** e **p=0,009**, nos pontos 0 e 75, respectivamente. Na condição joelho estendido, os multífidis apresentaram comportamento oposto também nos pontos 0 e 75, ocorrendo diferença estatística, **p=0,063** e **p=0,077**, respectivamente nos pontos 0 e 75.

Pressupõe-se que ao normalizar dados de EMG, obtidos de forma dinâmica, utilizando a contração voluntária máxima (CVM), sem obter a CVM exatamente da forma que ocorre o movimento dinâmico, pode-se induzir ao erro, conforme demonstra os dados obtidos neste estudo. Segundo Vanícola, Masseto e Mendes (2004), a eletromiografia pode trazer indicações muito interessantes para orientações ergonômicas; entretanto, há necessidade de cautela na escolha dos equipamentos disponíveis no mercado e também na forma de normalização dos dados, uma vez que o trabalho é executado de forma dinâmica. Somente assim pode-se descartar erros grosseiros nas medidas. Gazzoni (2010) afirma que a eletromiografia de superfície é uma ferramenta importante para avaliar os riscos relacionados ao trabalho; entretanto, não se pode esquecer que em ergonomia é mais relevante o estudo da atividade muscular durante tarefas reais, as quais são, em geral, dinâmicas.

5 CONCLUSÕES

O modelo utilizado no estudo demonstrou-se eficiente na estimativa quantitativa das forças de compressão, cisalhamento e momento no disco intervertebral L5/S1 durante o levantamento dinâmico com carga recomendada pela equação de NIOSH e no levantamento estático com carga máxima. Ressalta-se que o modelo aplicado, utiliza dados antropométricos americanos, já que não existem dados antropométricos nacionais. As forças internas estimadas no disco L5/S1 foram obtidas por meio do modelo musculoesquelético validado, comparando-se aos dados experimentais *in vivo* de Wilke (2001). No entanto, no modelo utilizado não foi considerada a influência da pressão abdominal como em outros modelos existentes. Portanto, os valores calculados a partir deste modelo podem servir para averiguar a tendência destes parâmetros biomecânicos, porém, para obter precisão nos valores são necessários futuros ensaios mais minuciosos.

Algumas mulheres atingiram alta capacidade máxima individual de levantamento de carga, em diferentes alturas, o que demonstra que o sexo feminino, com a prática de exercícios resistidos, consegue aumentar bastante sua capacidade máxima. Entretanto, essa ação requer atenção, já que a estrutura óssea e muscular feminina é reduzida em relação ao sexo masculino, favorecendo as altas forças compressivas e cisalhantes na coluna lombar. Assim, destaca-se, que não é somente durante o levantamento de carga realizado, em ambientes laborais, que mulheres podem estar em risco de sobrecarga musculoesquelética, mas também durante a prática de atividade física e atividade diária.

O índice NIOSH proposto neste trabalho, apresentou-se como mais uma ferramenta eficaz para análise do levantamento de carga, pois leva em consideração a capacidade individual do trabalhador, o que, até então, não havia sido considerado na equação de NIOSH.

Durante o levantamento com carga recomendada pela NIOSH, esta apresentou-se eficaz para prevenir as altas forças compressivas, cisalhantes e momentos no disco L5/S1. Entretanto, o treinamento de como realizar o levantamento de carga deve ser sempre orientado ao trabalhador, pois as forças cisalhantes demonstraram significância estatística, comparando-se as condições joelhos flexionados e estendidos. Essas forças requerem mais atenção nos próximos estudos, pelo efeito acumulativo no disco, mesmo que a literatura relate que ela gera baixo potencial de lesão.

Os dados obtidos neste estudo de força de compressão, cisalhamento e momento no disco intervertebral L5/S1, e atividade muscular nos eretores da coluna vertebral, corroboram

com recomendação ergonômica de flexionar os joelhos e manter a coluna ereta durante o levantamento de carga, de modo a favorecer a menor sobrecarga na coluna lombar. Entretanto, reforça a necessidade de treinamento das posturas que devem ser adotadas, já que podem sofrer pequenas variações e favorecer o aumento da sobrecarga biomecânica.

A atividade muscular dos eretores da coluna demonstrou um comportamento diferente nos resultados eletromiográficos do levantamento de carga estático e dinâmico, de forma a sugerir que a normalização de dados eletromiográficos obtidos de forma dinâmica por uma contração voluntária máxima obtida estaticamente, sem levar em consideração, a forma de como o movimento é realizado pode induzir ao erro, o que requer atenção nos próximos estudos biomecânicos e ergonômicos.

A metodologia utilizada, de análise cinemática por meio da cinemetria 3D e análise eletromiográfica, foi eficaz para investigar a sobrecarga gerada pelo levantamento manual de carga, de modo que forneceu dados sobre mulheres para futuros programas de reabilitação e orientação ergonômica.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. **Clinical Biomechanics**, v. 10, p. 3-19, 1995.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Time-dependent changes in the lumbar spine's accidents ausing low back pain in a gearbox factory. **Spine**, v. 6, p. 70-72, 1996.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. S8-S16, 2001.

ADAMS, M. A. *et al.* Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, v. 9, n. 1, p. 5-14, 1994.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, C. A.; BARBANTI, V. J. **A biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. Cap. 2, p.45-70.

ANDERSSON, G. B. J., ÖRTENGREN, R., NACHEMSON, A. Quantitative studies of back loads in lifting. **Spine**, v. 1, p. 178-185, 1976.

ANDERSSON, G. B. J., ÖRTENGREN, R., HERBERTS, P. Quantitative electromyography studies of back muscle activity related to posture and loading. **Orthop. Clin.** v. 8, p. 85-96, 1977.

ANDERSON, C. K.; CHAFFIN, D. B. A biomechanical evaluation of five liftin g techniques. **Applied Ergonornics**, v.17, n. 1, p. 2-8, mar.1986.

ANDRADE, S. C.; ARAÚJO, A. G. R.; VILAR, M. J. P. “Escola de Coluna”: revisão histórica e sua aplicação na lombalgia crônica. **Rev. Bras. Reumatol.**, v. 45, p.224-228, jul./ago. 2005.

ARAÚJO, A. G. N.; ANDRADE, L. M.; BARROS, R. M. L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, 2005.

ARJMAND, A. *et al.* Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. **Journal of Biomechanics**. n. 44, p. 84-91, 2011.

ASSIS, R. O. Estudo eletromiográfico sobre a função dos músculos multífidos lombares. 2008. 113 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Univerdade São Judas Tadeu. São Paulo, 2008.

BARBOSA, F. S. S.; GONÇALVES, M. A proposta biomecânica para avaliação da sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes variáveis demográficas na fadiga muscular. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 3, p. 132-137, 2007.

BASMAJIAN, J. V.; De LUCA C. J. **Muscles Alive**: Their functions revealed by electromyography. 5th edition, Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Qualitatively different modes of manual lifting. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 19, p. 413-417, 1997.

BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Toward a quantitative definition of manual lifting postures. **Human Factors**, v. 39, n. 1, p. 141-148, 1997.

CAILLIET, R. **Síndrome da dor lombar**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001. 343 p.

CASSAR-PULLICINO, V. N. MRI of the ageing and herniating intervertebral disc. **European Journal of Radiology**, v. 27, p. 214-228, 1998.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN J. B. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Editora Ergo, 2001. 579 p.

CHENG, C.K. *et al.* A three- dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings. **Clinical Biomechanics**, v. 13, p. S59-S64, 1998.

COX, J. M. **Dor Lombar**: mecanismo, diagnóstico e tratamento. 1. ed. São Paulo: Manole, 2002. 735 p.

DAVIS, K.G.; MARRAS, W.S. Partitioning the contributing role of biomechanical, psychosocial, and individual risk factors in the development of spine loads. **Spine**, v. 3, p. 331-338, 2003.

DALLA VECHIA, E; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Proposta de um modelo metodológico para a determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8. 1997, Campinas. **Anais...**, Campinas, 1997, p. 189-194.

DEZAN, V. H. Análise do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em diferentes faixas etárias. 2005. 97 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2005.

DIAS, R. M. R. *et al.* Impacto de oito semanas de treinamento com pesos sobre a força muscular de homens e mulheres. **Rev. Bras. Med. Esporte**, v. 11, n. 4, p. 224-228, 2005.

DOLAN, P. *et al.* Dynamics forces acting on the lumbar spine during lifting manual handling. **Spine**, v. 24, n. 7, p. 698-703, 1999.

ELFEITURI, F. E. A biomechanical analysis of manual lifting tasks performed in restricted workspaces. **International Journal Of Occupational Safety and Ergonomics**, v. 7, n. 3, p. 333-346, 2001.

ENOKA, R. M. **Bases Neurodinâmicas da Cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

FATHALLAH, F. A.; MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. **Spine**, v. 23, n. 9, p. 1035-1042, 1998.

FIALHO, A.B. **Instrumentação Industrial** – Conceitos, aplicações e análises. 3. ed. São Paulo: Érica, 2005. 276 p.

FISCHER, S. L.; ALBERT, W. J.; MCGARRY, T. Visual perception of fatigued lifting actions. **Human Movement Science**, v. 31, p. 1552-1559, 2012.

FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. 2005. 146 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia – Intervenção Fisioterapêutica) – Departamento de Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba, 2005.

FREITAS, K. P. N. *et al.* Lombalgia ocupacional e a postura sentada: efeitos da cinesioterapia laboral. **Rev. Dor**, São Paulo, v. 12, n. 4, p.308-13, out./dez. 2011.

FRIGO, C. Three-dimensional model for studying the dynamic loads on the spine during lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 5, n. 3, p.143-152, 1990.

GAZZONI, M. Multichannel Surface Electromyography in Ergonomics: Potentialities and Limits. **Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries**, v. 20, n.4, p. 255-271, 2010.

GLAUGLITZ, A. C. F. *et al.* Análise eletromiográfica do levantamento de carga durante o movimento repetitivo com e sem uso do cinto pélvico. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 2, p. 28-32, jul./ dez. 2003.

GONÇALVES, M. Análise eletromiográfica do levantamento manual de carga: efeito da postura, da altura e do uso do cinto. 1996. 145 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

GONÇALVES, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento manual de carga. **Motriz**, v. 4, p. 85-90, dez. 1998.

GONÇALVES, M.; PEREIRA, M. P. Levantamento manual de carga repetitivo de curta duração com e sem o uso de cinto pélvico: efeito sobre a atividade EMG normalizada por diferentes indicadores. **Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Humano**, v. 11, n. 2, p. 151-159, 2009.

GRANDJEAN, Etienne. **Manual de Ergonomia**: adaptando o trabalho ao homem. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998. 338 p.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S.; FATHALLAH, F. A. A method for measuring external loads during dynamic lifting exertions. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p.1219-1222, 1996.

GRAY, H. **Anatomy of the Human Body**. United States of America: Lippincott: Williams & Wilkins, 1985.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 509 p.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases bioomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999. 532 p.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J. Electromyogr. Kinesiol.** v.10, n.5, p.361-74, 2000.

JÚNIOR, M. H.; GOLDENFUM, M. A.; SIENA, C. Lombalgia ocupacional. **Rev. Assoc. Med. Bras.**, v. 56, n. 5, p. 583-589, 2010.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. 5. ed. São Paulo: Panamericana, v. 3, 2000. 253 p.

KIM, J. *et al.* Effect of Shear Force on Intervertebral Disc (IVD) Degeneration: An In Vivo Rat Study. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 40, n. 9, p. 1996–2004, 2012.

KINGMA, I. *et al.* Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. **Human Movement Science**, v. 15, n. 6, p. 833-860, 1996.

KINGMA, I. *et al.* Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 5, p. 337-345, 2001.

KINGMA, I.; VAN DIËN, J. H. Lifting over an obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 2, p. 249-255, 2004.

KISNER, C.; COLBY, A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 4. ed. Barueri: Manole, 2005. 841 p.

KRUMHOLZ, F. M. *et al.* Padrão EMG da musculatura póstero-medial de nas regiões da coluna vertebral durante levantamento. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8. 2007. Águas de São Pedro, p. 650-655, 2007.

KRUMHOLZ, F. M. Estudo eletromiográfico dos músculos póstero-mediais de tronco na tarefa de levantamento simétrico de carga do solo. 2007. 87 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

LA TORRE, M. *et al.* Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**, Campinas, v. 29, p. 27-43, jan. 2008.

LA TORRE, M. Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna lombar durante tarefas de levantamento. 2009. 276 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. Comparison between two dynamic methods to estimate

triaxial net reaction moments at the L5-S1 joint during lifting. **Clinical biomechanics**, v. 13, n.1, p.36-47, 1998.

LEHMKUHL, L. D.; WEISS, E. L.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

LEMONS, F. F. Desenvolvimento de dispositivo para realização de testes em vitro em coluna vertebral. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

LU, L. M.; WATERS, T.; WERREN, D. Development of Human Posture Simulation Method for Assessing Posture Angles and Spinal Loads. **Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries**, p. 1-14, 2012.

MARRAS, W. S. *et al.* The role of dynamic three dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders: the effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. **Spine**, v. 18, p. 617-628, 1993.

MARRAS, W. S. *et al.* Instrumentation for measuring dynamic spinal load moment exposures in the workplace. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 20, p. 1-9, 2010.

MORAES, A. C. Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e abordagem da pressão intradiscal na coluna lombar. 1999. 146 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1999.

MOSKOVICH, R. Biomechanics of the cervical spine. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p. 287-314.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. Lumbar discometry: lumbar intradiscal pressure measurements in vivo. **Lancet**, v. 281, n. 7291, p. 1140-1142, 1963.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 46, p. 1077-1092, 1964.

NATARAJAN, R. N. *et al.* Biomechanical Response of a Lumbar Intervertebral Disc to Manual Lifting Activities. **Spine**, v. 33, n. 18, p. 1958-1965, 2008.

NATOUR, J. **Coluna vertebral: conhecimentos básicos**. 2. ed. São Paulo: ETCetera, 2004. 248 p.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. Porto Alegre: Artes Mécias, 2003. 514 p.

NIOSH, 1981. **Work practices guide for manual handling**. U.S. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control and Prevention, National Institute For Occupational Safety and Health. Cincinnati, Ohio, Publications n. 81-122, 101 p., 1981.

NIOSH, 1994. **Applications manual for the revised NIOSH lifting equation**. U.S. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control and Prevention, National Institute For Occupational Safety and Health. Cincinnati, Ohio, Publication n. 94-110, 163 p., 1994.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2003. 401 p.

OIT - OFICINA INTERNACIONAL DEL TRABAJO. **Peso máximo en el levantamiento y el transporte de cargas**. Ginebra, Série Seguridade, Higiene y Medicina del Trabajo, 1988.

OLIVEIRA, D. R.; HIRATA, T.; OLIVEIRA, J. A. Análise de forças de compressão no disco lombar durante movimento laboral. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, XXII. 2010, Tiradentes. **Anais...**, Tiradentes, 2010, p. 41-44.

PARK, W. M.; KIM, Y. H.; LEE, S. Effect of intervertebral disc degeneration on biomechanical behaviors of a lumbar motion segment under physiological loading conditions. **Journal of Mechanical Science and Technology**, v. 27, n. 2, p. 483-489, 2013.

PELLENZ, C. C. D. O. Indicadores de levantamento de carga e parâmetros mecânicos da coluna vertebral. 2005. 119f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2005.

PLAMONDON, A.; GAGNON, M.; DESJARDINS, P. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 2, p. 101-110, 1996.

PRESCHER, A. Anatomy and pathology of the aging spine. **European Journal of Radiology**, v. 27, p. 181-195, 1998.

PUPO, J. D.; DETANICO, D.; REIS, D. C. Correlação entre o RMS e a força muscular dos eretores da coluna durante o suporte isométrico de carga. **Revista Digital Efdeportes**, v. 13, n. 122, 2008. (<http://www.efdeportes.com>). Acesso em 10 de setembro de 2013.

REINSCHMIDT, R. , HPL, Univ. Calgary, 1996. (<http://www.mathworks.com>)

ROSA, L. M. Avaliação do equilíbrio de jogadores de futebol. 2010. 116 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica – Projetos) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

SANTA MARIA, A. S. L. Aspectos metodológicos para determinação de cargas internas na coluna vertebral. 2001. 105 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2001.

SATO, T. O.; VIEIRA, E. R.; GIL COURRY, H. J. C. Análise de confiabilidade de técnicas fotométricas para medir a flexão anterior de tronco. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 7, n. 1, p. 25-31, 2003.

SEIDLER, A. *et al.* Cumulative occupational lumbar load and lumbar disc disease – results of a German multi-center case-control study (EPILIFT). **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 10, n. 48, p. 1-13, 2009.

SENIAM. Sensor location. 2013. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 20 jan. 2013.

SHIDA, G.J.; BENTO, P. E. G. Métodos e ferramentas ergonômicas que auxiliam na análise de situações de trabalho. In: CONGRESSO DE EXCELÊNCIA EM GESTÃO, 8. 2012, Rio de Janeiro **Anais...**2012. Disponível em: < http://www.excelenciaemgestao.org/Portals/2/documents/cneg8/anais/T12_0496_3097.pdf> Acesso em: 08 de jul. 2013.

SKRZYPIEC, D. M. *et al.* Shear strength of the human lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, v. 27, p. 646-651, 2012.

SPENCE, A. P. **Anatomia humana básica**. 2. ed. São paulo: Manole, 1991. 713 p.

SODEBERG, G.L., COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. **Phys. Ther.**, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.

SOLOMONOW, M. *et al.* Biomechanics and electromyography of cumulative lumbar disorder: response to static flexion. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 10, p. 890-898, 2003.

SOBOTTA, J.; REINHARD, P.; REINHARD, V. P. **Sobotta**: atlas de anatomia humana. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, v. 2, 2005.

SULLIVAN, M.S. Back support mechanisms during manual lifting. **Phys. Med.**, v. 69, p. 38-45, 1989.

TEIXEIRA, E. R. Sistematização de procedimentos necessários à aplicação da ELN: estudo descritivo da relação entre IL da equação revisada de NIOSH e a incidência de lombalgia numa amostra de trabalhadores. 2004. 239 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Setor de Tecnologia) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.

TEIXEIRA, E. R.; OKIMOTO, M. L. R.; GONTIJO, L. A. Índice de levantamento da equação de NIOSH e Lombalgia. **Revista Produção Online**, v.11, n. 3, p. 735-756, 2011.

TEIXEIRA, M. D. M. *et al.* Estudo comparativo da força muscular da mão entre cadetes homens e mulheres da Força Aérea Brasileira. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.16, n.2, p. 143-147, 2009.

TOMAZINI, J. E. O método Kane aplicado a um modelo de corpo humano para obtenção da pressão intradiscal na coluna lombar. 2009. 121 f. Tese (Livre Docência em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guratinguetá, 2006.

TORTORA, G. J. **Corpo humano**: fundamentos de anatomia e fisiologia. 4. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000. 574 p.

University of Michigan – 3D Static Strength Prediction Program, disponível em <<http://www.umich.edu/~ioe/3DSSPP/>>, acesso em 10 de junho de 2013.

VAN DEURSEN, L. L. *et al.* Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 547-550, 2005.

VAN DIEËN, J.; CREEMERS, M.; DRAISMA, I.; TOUSSAINT, H. M.; KINGMA, I. Repetitive lifting and spinal shrinkage effects of age and lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p. 367-374, 1994.

VAN DIEËN, J. H.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 685-696, 1999.

VAN DIEËN, J. H. *et al.* With-in subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task. **Spine**, v. 26, p. 1799-1804, 2001.

VANÍCOLA, M. C.; MASSETTO, S. T.; MENDES, E. F. Biomecânica ocupacional – uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, n. 3, p. 38-44, jan./ jun. 2004.

XU XU *et al.* Estimating 3-D L5/S1 moments during Manual lifting using a video coding system: validity and interrater reliability. **Human Factors**. v. 54, n. 06, p. 1053-1065, 2012.

WATERS, T. R. *et al.* Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. **Ergonomics**, v. 36, n. 7, p. 749-776, 1993.

WATERS, T. R.; GARG, A. Two-dimensional biomechanical model for estimating strength of youth and adolescents for manual material handling tasks. **Applied Ergonomics**, v. 41, p. 1-7, 2010.

WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema musculoesquelético**. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 383 p.

WEIDLE, C. M. O comportamento da coluna verteebral sob tração mecânica. Universidade Federal do Paraná. 2004. 80 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física – Setor de Ciências Biológicas) – Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.

WILKE, H. J. *et al.* New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755-762, 1999.

WILKE, H. J. *et al.* Intradiscal pressure together with anthropometrics data - a data set for validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. S111-S126, 2001.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2 ed. Toronto: Wiley Interscience, 1990.

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

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidada a participar, como voluntária, de uma pesquisa. Após ser esclarecida sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, o qual é constituído por duas vias. Uma delas é sua e a outra é da pesquisadora responsável. Em caso de recusa, você não será penalizada de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Projeto: Estudo das forças internas que atuam no disco intervertebral lombar através da técnica de cinemetria associado à análise eletromiográfica no levantamento manual com carga recomendada pela equação de NIOSH em mulheres.

Pesquisadora Responsável: Danielle Rodrigues de Oliveira (aluna do programa de Doutorado da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP).

Telefones para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 3144-5239 e ou (12) 9721-0801.

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, sob a autorização do chefe de departamento e supervisão do orientador do projeto, cujos objetivos são desenvolver um modelo de simulação simplificado para estimar as forças internas que atuam sobre o disco intervertebral lombar através da técnica de cinemetria; estimar quantitativamente as forças internas que atuam sobre o disco intervertebral lombar durante o levantamento manual de carga; avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos eretores da coluna, longuíssimo e multífido, no levantamento manual de carga; comparar as forças internas que atuam no disco intervertebral lombar e atividade eletromiográfica dos eretores da coluna no levantamento manual de carga realizado com flexão e extensão dos joelhos; avaliar os efeitos do levantamento manual com carga recomendada pela equação de NIOSH em mulheres.

Esta pesquisa será executada individualmente.

Esse procedimento experimental não implicará prejuízo algum à voluntária da pesquisa.

Saliento que a voluntária não sofrerá nenhum tipo de risco, uma vez que o estudo será embasado em pesquisas e dados científicos referentes ao tema. A voluntária não terá prejuízos nem sofrerá qualquer desconforto ou lesão provocada pela pesquisa. Esclareço, ainda, que serão ressarcidas quaisquer despesas que venham apresentar para colaboração com esta pesquisa.

O período de participação será de aproximadamente 2 (duas) hora, divididos em 2 dias consecutivos.

É expressamente garantido à voluntária o direito de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo à sua saúde e nem financeiro. Além disso, será garantido o sigilo da sua identidade.

Nome e assinatura do (a) pesquisador (a)_____.

**CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO
VOLUNTÁRIA**

Eu, _____,

RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do “ Estudo das forças internas que atuam no disco intervertebral lombar através da técnica de cinemetria associado à análise eletromiográfica no levantamento manual com carga recomendada pela equação de NIOSH em mulheres”, de forma voluntária. Fui devidamente informada e esclarecida pela pesquisadora sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade.

Local e data _____ / ____ / _____

Nome: _____

Assinatura da voluntária: _____

APÊNDICE B: FICHA DE AVALIAÇÃO**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ - FEG**

PROTOCOLO NÚMERO:

DATA: / /

DADOS PESSOAIS

NOME

DATA DE NASCIMENTO

IDADE

----------------------	----------------------

ENDEREÇO

CONTATO

DADOS CLÍNICOS

LADO DOMINANTE

RELATA ALGUM TIPO DE DOR NA COLUNA VERTEBRAL? QUAL REGIÃO?

APRESENTA ALGUMA ENFERMIDADE MUSCULOESQUELÉTICA, ORTOPÉDICA E/OU DEGENERATIVA NA COLUNA VERTEBRAL DIAGNOSTICADA? QUAL?

--

PRATICA ALGUMA ATIVIDADE FÍSICA? QUAL A FREQUÊNCIA?

--

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

PESO

ALTURA

--	--

MEDIDA DO CENTRO DA MÃO ATÉ O CHÃO, COM A PARTICIPANTE EM PÉ COM FLEXÃO DE COTOVELO A 90 GRAUS (POSIÇÃO FINAL)

--

MEDIDA DO MALÉOLO LATERAL ATÉ O MEIO DA CARGA (DESLOCAMENTO HORIZONTAL)

--

MEDIDA DO MALÉOLO LATERAL ATÉ O CHÃO

LADO DIREITO

LADO ESQUERDO

--	--

MEDIDA DO MALÉOLO LATERAL ATÉ O 5º METATARSO

LADO DIREITO

LADO ESQUERDO

--	--

DESLOCAMENTO VERTICAL DA CARGA

OBS: ALTURA INICIAL DA CARGA EM RELAÇÃO AO CHÃO: 23 centímetros

DESLOCAMENTO VERTICAL TOTAL DA CARGA PARA VOLUNTÁRIA (MEDIDA DA POSIÇÃO FINAL – 23 cm)

--

PONTOS DE REFERÊNCIA PARA DESLOCAMENTO VERTICAL

PONTO 0 = 23 cm

PONTO 25% = _____

PONTO 50% = _____

PONTO 75% = _____

PONTO 100% = _____ (Deslocamento vertical total da Carga para voluntária)

EQUAÇÃO DE NIOSH

$$\text{LPR} = \text{LC} \times \text{HM} \times \text{VM} \times \text{DM} \times \text{AM} \times \text{FM} \times \text{CM}$$

LPR = Limite de Peso Recomendado;

LC = Constante de Carga;

HM = Fator de Distância Horizontal;

VM = Fator de Altura;

DM = Fator de Deslocamento Vertical;

AM = Fator de Assimetria

FM = Fator de Frequência;

CM = Fator de Pega

CARGA RECOMENDADA

--

ANEXO A

TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Faculdade de Pindamonhangaba

Recredenciada pela Portaria Ministerial n.º 516 de 12/06/2012, publicada no D.O.U. de 13/06/2013



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FAPI

CERTIFICADO

Certifico que o protocolo n.º. 209/2013, intitulado *“Estudo das forças internas que atuam no disco intervertebral lombar através da técnica de cinemetria associado à análise eletromiográfica no levantamento manual com carga recomendada pela equação de NIOSH em mulheres”*, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Tamotsu Hirata está de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos. Sendo assim, o referido protocolo está **Aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Pindamonhangaba, 21 de Agosto de 2013.

Prof.ª Dra. Luciane Vieira Garcia
Farmacêutica-Bioquímica
CRF 12.259**PROF.ª. DR.ª. LUCIANE VIEIRA GARCIA**
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI

ANEXO B

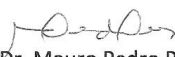
**AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DO EXPERIMENTO NO LABORATÓRIO
DA FEG/UNESP**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Guaratinguetá

DECLARAÇÃO nº 07/2013 - FEG - DME

Declaro para devidos fins que a aluna DANIELLE RODRIGUES DE OLIVEIRA, aluna regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia – Campus de Guaratinguetá - Doutorado, está autorizada a utilizar as dependências do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia – Campus de Guaratinguetá – FEG/UNESP, para realizar pesquisas referente ao Projeto de Doutorado.

Guaratinguetá, 27 de março de 2013.


Prof. Dr. Mauro Pedro Peres
Chefe do Departamento de Mecânica