

Artigo original

Flexão anterior do tronco: quantificação das forças e dos momentos de força que agem na coluna lombar

Frontal flexion of the trunk: quantification of forces and force moments that act in the lumbar column

Heleodório Honorato dos Santos, M.Sc.*, Luis Carlos Carvalho, D.Sc.**, Francisco Soares Másculo, D.Sc.***, Francisco dos Santos Rebelo, D.Sc.****

.....
 *Prof. do Departamento de Fisioterapia da UFPB, **Prof. do Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica da UFPB, ***Prof. do Departamento de Engenharia de Produção da UFPB, ****Prof. do Departamento de Ergonomia da Universidade Técnica de Lisboa, Faculdade de Motricidade Humana, Lisboa, Portugal

Resumo

O objetivo deste estudo foi quantificar forças e momentos na coluna lombar de borracheiros, durante suas atividades ocupacionais e diferenciá-los de acordo com suas massas corporais. Dois homens foram avaliados: sujeito 9 (46 anos; 95 kg; 1,59 m; 0,87 m da pelve ao chão; 10 anos de profissão) e sujeito 2 (18 anos; 61 kg; 1,57 m; 0,83 m da pelve ao chão; 3 anos de profissão). Ambos tiveram suas tarefas filmadas e avaliadas por meio do *software Humanoid Articulation Reaction Simulation (HARSim)*. Foram selecionadas 11 posturas com flexão de tronco a: 1) 90° + 700N de força; 2) 90° + 350N de força; 3) 45° + 700N de força; 4) 45° + 350N de força; 5) 20° + flexão dos joelhos; 6) 45° + flexão dos joelhos; 7) 45°; 8) 90°; 9) 90° + rotação 20°; 10) 90° + rotação 10°; 11) 0°; e calculados: pressão intradiscal (PID), momento de flexão anterior (MFA), força de cisalhamento (Fcis) e força axial (Faxial). Em todas as posturas, o sujeito 9 apresentou maior Fcis ($p = 0,023$). Porém, a PID, o MFA, a Fcis e a Faxial foram, respectivamente, em média, 79,5% (8 posturas), 124% (7 posturas), 53,7% (6 posturas) e 43% (1 postura) acima dos limites estabelecidos pelo *National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)*, para o sujeito 9, e de 94,2% (4 posturas), 88,4% (5 posturas), 66,3% (3 posturas) e 21% (1 postura), para o sujeito 2. O aumento da flexão do tronco e da massa corporal, aliados à rotação, na presença de cargas externas, podem gerar forças e momentos que promovam lesões vertebrais.

Palavras-chave: postura, estresse, ergonomia, biomecânica ocupacional.

Abstract

The aim of this study was to quantify forces and moments in the lumbar column of tire repairmen during their occupational activities and evaluate the outcome measures according to their corporal mass. Two men were evaluated: subject 9 (46 years; 95 kg; 1.59 m; 0.87 m from the pelvis to the floor; 10 years of working) and subject 2 (18 years; 61 kg; 1.57 m; 0.83 m from the pelvis to the floor; 3 years of working). They had their tasks filmed and evaluated by the software Humanoid Articulation Reaction Simulation (HARSim). Eleven postures were selected with trunk flexion at: 1) 90° + 700N of force; 2) 90° + 350N of force; 3) 45° + 700N of force; 4) 45° + 350N of force; 5) 20° + knee flexion; 6) 45° + knee flexion; 7) 45°; 8) 90°; 9) 90°+20° of rotation; 10) 90° + 10° of rotation; 11) 0°. Intradisk pressure (IDP), moment of anterior flexion (MAF), shear force (SF) and axial force (AxialF) were calculated in all postures. Subject 9 presented greater SF ($p = 0,023$) in all postures. However, IDP, MAF, SF and Axial F were 79.5% (8 postures), 124% (7 postures), 53.7% (6 postures) and 43% (1 posture), respectively, above the limits established by the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), for subject 9, and 94.2% (4 postures), 88.4% (5 postures), 66.3% (3 postures) and 21% (1 posture) for subject 2. The increase of trunk flexion and corporal mass associated with rotation and with external load can create forces and moments that contribute to vertebral injuries.

Key-words: posture, stress, ergonomics, occupational biomechanics.

Recebido em 19 de abril de 2007; aceito em 23 de julho de 2007.

Endereço para correspondência: Heleodório Honorato dos Santos, Rua Alvarenga Peixoto, 331/42, Cidade Jardim, 13.566-582 São Carlos SP, Tel: (16)3351-8345, E-mail: dorioufscar@click21.com.br

Introdução

De uma maneira geral, a maioria das disfunções da coluna lombar ocorre na presença de instabilidade articular desta região, em virtude da movimentação articular sem controle muscular protetor, afetando tanto a qualidade quanto à quantidade do movimento. Clinicamente, tais disfunções não acarretam lesão à medula ou raízes nervosas, mas estruturas sensíveis à dor (ligamentos, fâscias, músculos, etc.) estão sujeitas à compressão ou tração [1].

O estresse da coluna vertebral é produzido, principalmente, pelo peso do tronco, tensão dos músculos vertebrais que possuem origem e inserção na coluna e cargas externas tais como: força de reação do solo (FRS) e pesos transportados no trabalho, em atividades da vida diária (AVD's) ou em sessões de treinamento físico [2-5].

O sistema esquelético está sujeito a diferentes tipos de forças, em sentido e direções variadas. Geralmente, as cargas são produzidas pela sustentação de peso, pela gravidade, por forças musculares e por outras forças externas, que uma vez aplicadas, geram: compressão, tensão, cisalhamento, curvamento e torção. Estas forças, apesar de serem necessárias ao desenvolvimento e crescimento dos ossos, podem ocasionar injúrias (fratura por compressão e por tração, periostite, entorse, distensão, espondilolistese, lesão ligamentar e cartilaginosa). Qualquer tecido pode sofrer lesão em resposta às forças de alta magnitude (se aplicadas de uma ou poucas vezes), ou pela aplicação de forças de baixa modulação e intensidade, porém com frequência excessiva [6].

Para muitos pesquisadores e clínicos [7-16] a região lombar é de particular interesse, porque a lombalgia é o principal problema médico e sócio-econômico dos tempos modernos, atingindo especialmente certas populações como: atletas, executivos, pedreiros, motoristas, borracheiros, lenhadores, enfermeiras, médicos, fisioterapeutas, etc.

Portanto, o objetivo deste estudo foi quantificar as forças e os momentos que atuam na coluna lombar dos borracheiros durante sua atividade laboral, e diferenciá-los de acordo com a distribuição de suas massas corporais.

Materiais e métodos

A amostra

Inicialmente, foi feita a identificação das borracharias da cidade de João Pessoa – PB, nos bairros próximos ao *campus* da Universidade Federal da Paraíba (UFPB), e em seguida o sorteio de 20 sujeitos para comporem a amostra. Destes, apenas 10 aceitaram participar e 9 completaram o estudo, assinando, voluntariamente, um termo de consentimento livre e esclarecido, conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Todos foram do sexo masculino, com média de $30,5 \pm 12,6$ anos de idade, $73,2 \pm 10,9$ kg de massa corporal, $1,66 \pm$

$0,07$ m de estatura, $0,90 \pm 0,05$ m de altura da pelve e $10 \pm 9,2$ anos na ocupação de borracheiro, e de dominância direita. A identificação da dominância foi feita perguntando aos sujeitos se eram destros ou canhotos (inventário de Edinburg) e confirmada pela observação no manuseio das ferramentas durante a execução da tarefa [17].

Procedimentos

Todos os sujeitos responderam a um questionário sobre o seu perfil clínico/social, com dados sobre: 1) nível de escolaridade; 2) tempo de atividade; 3) queixas dolorosas; 4) tempo de dor; 5) tratamento da dor; 6) absenteísmo.

Para aquisição das imagens foi sorteado um dia da semana no qual os sujeitos foram filmados em seus postos de trabalho, durante um dia de atividade, nos planos coronal e sagital, com duas câmeras compactas (Gradiente GCP-165CR), posicionadas, perpendicularmente, a uma distância de 2 m do sujeito. A sincronização foi feita por meio de um *flash*, para identificar o início do registro das imagens pelas duas câmeras. As imagens de cada sujeito foram editadas, conforme a seqüência das tarefas desenvolvidas nas seguintes angulações: 0° , até 20° , de 21 a 45° , e de 46 a 90° de flexão anterior do tronco, nos respectivos planos, concomitante com a contagem do tempo em cada postura. A dedução da angulação foi feita por observação tal qual é usada em sistemas de avaliação postural como o *Ovako Working Posture Analysing System* (OWAS) [18-20] e o *Posture Targeting* [19,21], rotineiramente utilizados em análises ergonômicas.

Durante a execução de cada tarefa (conserto de 1 pneu) as posturas mais frequentes, de acordo com as Tabelas II e III foram: 1 = 8 vezes; 2 = 8 vezes; 3 = 8 vezes; 4 = 8 vezes; 5 = 4 vezes; 6 = 6 vezes; 7 = 5 vezes; 8 = 6 vezes; 9 = 12 vezes; 10 = 8 vezes; e 11 = 3 vezes, num tempo médio de 45 ± 3 minutos.

Estas 11 posturas foram analisadas a partir do escalonamento e interpolação do modelo sobre as fotografias nos planos sagital e frontal, para cada posição (postura estática), conforme Jager e Luttmann [22] e Rebelo [23].

Foram adicionadas informações complementares referentes à massa, estatura, altura da pelve [23] e força despendida para afrouxar e apertar a roda, mensurada por meio de um dinamômetro de tronco, analógico (modelo PC5039B - Medical Ibérica/Espanha), composto de: base de suporte, corpo, dispositivo de fixação (corrente com comprimento regulável) e suporte de apoio manual (pega). Para mensuração da força (Figura 1) foram utilizados os seguintes procedimentos: 1) o equipamento era colocado, paralelamente, junto à roda do veículo; 2) o sujeito se posicionava sobre sua base de suporte (fixação inferior); 3) a corrente era presa à haste da chave de roda (já encaixada no parafuso) e regulada de forma a ficar esticada ao máximo (fixação superior), porém, sem que o dinamômetro registrasse nenhuma força; e 4) o sujeito realizava, naturalmente, o movimento de afrouxamento ou aperto

dos parafusos. Para este evento, o equipamento sofreu uma pequena adaptação, uma vez que seu suporte de apoio manual (pega) foi substituído pela haste da chave de roda.

Figura 1 - Mensuração da força no movimento de afrouxar e apertar a roda.

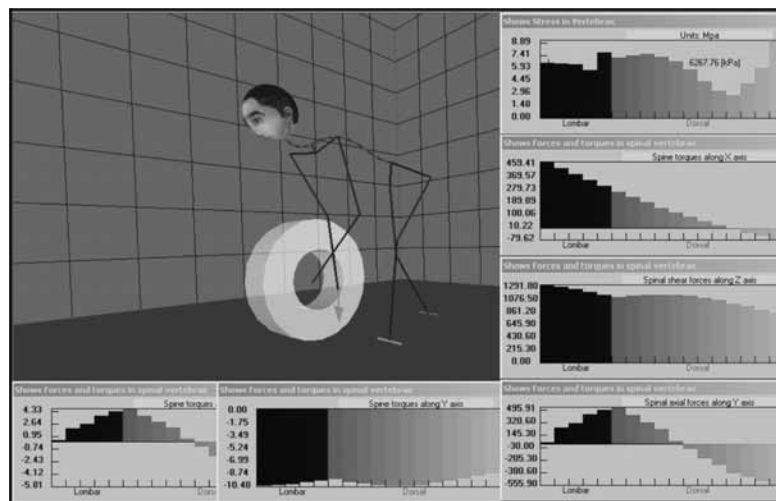


Em seguida os dados foram enviados ao Laboratório de Ergonomia da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa – Portugal, para serem analisados por meio do *software Humanoid Articulation Reaction Stimulation* (HARSim), em 3D, construído com uso de técnicas de robótica e de elementos finitos, capaz de calcular as forças (axial e de cisalhamento) e os momentos flexores que incidirem sobre um dos três eixos de cada unidade vertebral, além das pressões intravertebrais [25].

Segundo Rebelo [23], o HARSim tem como base modelos antropométricos e leva em consideração algumas variáveis, como: distâncias e ângulos intersegmentares, área seccional das vértebras e segmentos corporais, além de momento de inércia geométrico, para calcular as forças atuantes em 38 segmentos (24 na coluna vertebral; 8 nos membros superiores/MMSS e 6 nos membros inferiores/MMII), somando 108 graus de liberdade (72 na coluna vertebral, 22 nos MMSS, e 14 nos MMII). Sua idealização biomecânica está pautada em 3 pontos importantes: 1º - cargas internas (peso do corpo e dos segmentos corporais) e externas (aplicadas a qualquer parte do corpo); 2º - forma; e 3º - rigidez, sendo possível calcular qualquer carga vinculada a cada um dos segmentos corporais modelados (Figura 2).

Este modelo tem sido aplicado com sucesso no âmbito da prevenção dos problemas músculo-esqueléticos nos contextos, automotivo [26], hospitalar [27] e em mulheres grávidas [28].

Figura 2 – Gráficos dos cálculos das forças e dos momentos da coluna vertebral realizados pelo HARSim.



A = Pressão Intradiscal (PID); B = Momento de Flexão Anterior; C = Força de Cisalhamento; D = Força Axial; E = Momento de Flexão Lateral; F = Momento de Rotação.

NOTA: Eixo X = região da coluna vertebral; Eixo Y = valores em Mega-Pascal (A), Newton.metros (B, E e F) e Newton (C e D)

Uma vez que as fases da tarefa foram idênticas, e quase todas as variáveis que poderiam interferir nos resultados, como: tempo de conserto (45 ± 3 min); consertos/dia ($8,9 \pm 1,4$); força para afrouxar a roda ($68,8 \pm 2,5$ N); força para apertar a roda ($64,4 \pm 2,4$ N); estatura ($1,66 \pm 0,07$ m); e altura da pelve ($0,90 \pm 0,05$ m), apresentaram médias muito similares e desvios padrões muito baixos, a distribuição da massa corporal foi o fator mais discrepante entre os dados ($73,2 \pm 10,9$ kg), apresentando-se como o diferencial na análise da sobrecarga da coluna. Portanto, foram selecionados para análise os sujeitos 9 (1,57 m; 61 kg) e 2 (1,59; 95 kg), respectivamente, pois, dentre os sujeitos da amostra, estes apresentavam a maior diferença na distribuição da massa corporal, de acordo com Pheasant [28]. As posturas foram modeladas a partir da sobreposição do modelo HARSim sobre cada fotografia digitalizada.

Para o tratamento estatístico dos dados (Tabelas II e III) foi utilizada a planilha eletrônica *Statistical Package for the Social Science* (SPSS) versão 10.0. As comparações dos dados da pressão intradiscal (PID), momento de flexão anterior (MFA), força de cisalhamento (Fcis) e força axial (Faxial) relativos aos sujeitos 9 e 2, nas 11 onze posturas adotadas durante a execução da tarefa, foram realizadas por meio do teste de Mann-Whitney, uma vez que o número de dados era pequeno, além de não se mostrarem normais quando aplicado o teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$). Na comparação de todas as variáveis foi adotado o nível de significância de 5%.

Resultados

O perfil clínico/social dos sujeitos mostrou que: o nível de escolaridade entre eles era muito baixo (2 analfabetos, 5 alfabetizados e 2 nível básico); dos 9 sujeitos da amostra, 5 se queixaram de dor lombar (3 do tipo cansada, 1 do tipo em pontada, e 1 do tipo em queimação); a flexão anterior do tronco foi a posição na qual referiram as queixas dolorosas; o tempo de dor foi de 3 a 18 ($7,8 \pm 6,0$) meses; e nenhum deles foi submetido a tratamento médico ou afastou-se do trabalho.

Tabela I - Atividades desenvolvidas pelos borracheiros.

Sujeitos	Tempo em atividade (anos)	Conserto de pneus/dia	Força p/ afrouxar a roda (Kgf)	Força p/ apertar a roda (Kgf)
1	12	10	68,0	64,0
2	3	10	71,0	66,0
3	3,5	10	68,0	63,0
4	10,5	08	73,0	68,0
5	3	07	66,0	62,0
6	30	10	69,0	63,0
7	1	07	70,0	64,0
8	10	10	65,0	62,0
9	17	08	70,0	68,0
Média	10	8,9	68,8	64,4
D. P.	9,2	1,4	2,5	2,4

Conforme a Tabela I, o tempo médio na atividade de borracheiro foi de $10,0 \pm 9,2$ anos, com média de $8,9 \pm 1,4$ consertos de pneus/dia, em sua grande maioria pneus de carro de passeio, sem câmara. A força média exercida para afrouxar a roda foi $68,8 \pm 2,5$ kgf, e para apertar de $64,4 \pm 2,4$ kgf.

Das 11 diferentes posturas analisadas, no desenvolvimento da tarefa (Tabelas II e III), às 4 primeiras, foi acrescida uma força, nas fases de afrouxar e apertar a roda, que variou de 350 a 700 N, dependendo do tipo de chave utilizada (chave do tipo cruz = 350 N; chave do tipo "L" = 700 N), enquanto que, nas posições seguintes (5, 6, 7, 8, 9 e 10), à exceção da última (11), houve apenas uma interação entre os sujeitos e o objeto (pneu).

De acordo com a Tabela II, das 11 posturas analisadas, a PID apresentou valores acima dos limites de segurança estabelecidos pelo *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH), nas posições 2, 4, 9 e 10, com aumentos de 141, 164, 5 e 67%, o MFA nas posições 2, 4, 8, 9 e 10, aumentando em 190, 92, 24, 22 e 114%, enquanto que a Fcis, nas posições 2, 4 e 10, também cresceu seus valores em 112, 79 e 8%, respectivamente e, por fim, a Faxial na posição 4, também foi aumentada em 21%.

Pode-se observar que na postura 8 (flexão 90°), a única variável ultrapassada foi o MFA, na postura 9 (tronco flexionado a 90° + rotação de 20°) foram a PID e o MFA, enquanto que nas posturas 2 e 10 (tronco flexionado a 90° + 700 N

de força; tronco flexionado a 90° + rotação de 10°) foram ultrapassados os valores limites das variáveis PID, MFA e Fcis. Quanto à posição 4 (tronco flexionado a 45° + 350 N de força), os valores limites foram ultrapassados para todas as variáveis (PID, MFA, Fcis e Faxial) analisadas.

A Tabela III mostra que a PID apresentou valores acima do limite de segurança (2 MPa) preconizado pelo NIOSH, em 8 (1, 2, 4, 6, 8, 9, 10 e 11) das 11 posições avaliadas, com aumentos de 33, 213, 121, 13, 55, 59, 112 e 30%. O MFA (120 Nm) também procedeu assim em 7 delas (1, 2, 4, 6, 8, 9 e 10), aumentando os valores em 21, 282, 164, 42, 98, 87 e 174%, enquanto que a Fcis (500 N) em 6 posições (1, 2, 4, 8, 9 e 10), crescendo em 18, 158, 103, 15, 18 e 10%, respectivamente, e a Faxial (750 N) na posição (4), aumentando, também, em 43%.

Nas posições 1, 2, 8, 9 e 10 os valores limites foram ultrapassados para as variáveis PID, MFA e Fcis, na posição 6, para as variáveis PID e MFA, enquanto que na posição 4 (tronco flexionado a 45° + 700 N de força), para todas as variáveis (PID, MFA, Fcis e Faxial) analisadas.

Apesar da estatística descritiva (mediana \pm erro padrão) ter mostrado que o sujeito 9 obteve menores valores ($1,53 \pm 0,38$; $110,42 \pm 32,62$; $350,77 \pm 89,02$; $315,36 \pm 66,38$) que o sujeito 2 ($2,67 \pm 0,45$; $170,76 \pm 39,93$; $576,83 \pm 94,53$; $495,91 \pm 74,80$) para as variáveis anteriormente mencionadas, quando comparados estes valores pelo teste de Mann-Whitney U, apenas a força de cisalhamento (Fcis) mostrou diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

Discussão

Vários modelos numéricos foram desenvolvidos para estudar o comportamento músculo-esquelético de maneira não invasiva. Inicialmente, para avaliar uma situação estática [18-21], passando para situações pseudodinâmicas (seqüências de posturas correspondentes a um movimento) [22], como também para analisar o comportamento de um determinado segmento da coluna vertebral [32-37], e por fim chegando a um modelo que permite calcular, também, as forças externas aplicada aos segmentos corporais [19].

Muitos estudos [26-28, 38-44] afirmam que, dependendo do tempo, do tipo de contração e da intensidade das forças geradas durante o levantamento, o transporte e a sustentação de cargas podem ser fatores de risco para a integridade da coluna vertebral.

Neste estudo, a variabilidade, na quantidade, tipo e tamanho dos pneus, associada ao posicionamento do tronco e ao tempo gasto para desenvolver a tarefa, além de forças exercidas no manuseio da tarefa, podem provocar um maior ou menor esforço da coluna vertebral, especialmente da região lombar.

Num trabalho sobre o transporte de cargas (10 kg) realizado por mulheres grávidas, em países da União Européia, os autores [27] observaram que os limites da PID e do MFA

Tabela II - Valores das forças e momentos do sujeito 2 em diferentes posturas.

Posturas	Posição do tronco	Força aplicada (N)	P I D (Mpa)	mFlx. Ant. (Nm)	Força de Cisalhamento (N)	Força axial (N)	mTorção (Nm)	mFlx. Lateral (Nm)
01	Flx. 90°	700	6,27	459,41	1291,80	495,91	10,48	4,33
02	Flx. 90°	350	2,67	145,60	591,91	207,11	31,51	13,00
03	Flx. 45°	700	4,42	317,04	1013,50	1074,46	10,44	9,37
04	Flx. 45°	350	1,63	83,58	453,50	456,72	31,38	28,17
	Flx. 20°	-----	1,04	71,10	313,71	547,73	2,54	4,47
05	Joel/ flx							
06	Flx. 45°	-----	2,27	170,76	372,56	491,00	2,92	4,56
	Joel/ flx							
07	Flx. 45°	-----	1,67	121,59	411,24	514,14	0,72	1,05
08	Flx. 90°	-----	3,1	238,00	576,83	246,18	1,05	0,52
09	Flx. 90°	-----	3,19	224,17	589,72	148,26	19,89	5,06
	Rot. 20°							
10	Flx. 90°	-----	4,24	327,71	761,27	575,68	16,61	19,56
	Rot. 10°							
11	Ereta	-----	2,61	18,31	259,52	564,87	-----	-----

PID = pressão intradiscal; mFlx. Ant. = momento de flexão anterior; mTorção = momento de torção; mFlx. Lateral = momento de flexão lateral; Flx. = flexão; Joel. Flx. = joelhos flexionados; N = Newton; Nm = Newton.metro; Mpa = MegaPascal.

Tabela III - Valores das forças e momentos do sujeito 9 em diferentes posturas.

Posturas	Posição do tronco	Força aplicada (N)	P I D (Mpa)	mFlx. Ant. (Nm)	Força de Cisalhamento (N)	Força axial (N)	mTorção (Nm)	mFlx. Lateral (Nm)
01	Flx. 90°	350	1,39	53,41	359,95	127,90	32,26	13,31
02	Flx. 90°	700	4,82	347,42	1059,84	416,69	11,23	4,63
03	Flx. 45°	350	0,78	16,00	271,70	283,69	23,00	29,09
04	Flx. 45°	700	3,28	230,93	896,18	910,59	8,44	10,12
05	Flx. 20° Joel. Flx.	-----	0,69	48,18	190,77	334,94	1,90	3,35
06	Flx. 45° Joel. Flx.	-----	1,44	110,42	226,56	301,17	2,19	3,42
07	Flx. 45°	-----	1,06	76,84	250,08	315,36	0,54	0,78
08	Flx. 90°	-----	1,93	148,89	350,77	152,02	0,79	0,39
09	Flx. 90° Rot. 20°	-----	2,1	146,99	358,61	91,55	12,61	2,54
10	Flx. 90° Rot. 10°	-----	3,34	256,77	538,27	417,55	13,38	15,76
11	Ereto	-----	1,53	11,13	157,81	344,43	-----	-----

PID = pressão intradiscal; mFlx. Ant. = momento de flexão anterior; mTorção = momento de torção; mFlx. Lateral = momento de flexão lateral; Flx. = flexão; Joel. Flx. = joelhos flexionados; N = Newton; Nm = Newton.metro; Mpa = MegaPascal.

foram ultrapassados nas posturas $\geq 50^\circ$; na flexão do tronco de 50° associada à inclinação lateral de 44° e na flexão do tronco a 50° com os membros superiores elevados acima de 110° . Quanto a Fcis, verificou-se que nas posturas de 80° de flexão do tronco, os valores na articulação L5/S1 ultrapassaram em 7,5% os limites de segurança (500N). Eles salientaram que a distribuição da massa corporal tem influência sobre os parâmetros calculados e que o transporte de cargas extras, associadas ao peso do feto, impõe riscos à coluna lombar das mulheres grávidas.

Rebello e Santos [26] também realizaram uma pesquisa para identificar os fatores de riscos ergonômicos que causavam absenteísmo numa indústria automobilística de Portugal. Eles avaliaram as posturas utilizadas no alcance e carregamento de

peças de automóveis, para dentro e para fora dos contentores, de 80 trabalhadores em 9 tarefas principais, compostas de 37 sub-tarefas, por meio do HARSim, analisando: PID, Faxial, MFA e Fcis, aplicadas à coluna vertebral durante suas atividades laborais, as quais se mostraram acima dos valores recomendados pelo NIOSH. As forças e os momentos que incidiam sobre as posturas analisadas baixaram para níveis aceitáveis, após uma modificação no design dos contentores.

Observadas as particularidades anátomo-fisiológicas de cada sujeito, alguns autores afirmam que existe uma limitação para as ações de algumas forças atuantes na coluna vertebral, já testadas e validadas há muito tempo. Uma vez ultrapassados estes patamares, 2MPa de pressão intradiscal [35,46]; 120 Nm de momento flexor [42]; 500 N de força de cisalhamento [48];

e 750 N de força axial [47], podem ocorrer lesões em estruturas do segmento motor da coluna vertebral.

Em concordância com nosso estudo, outros trabalhos também têm mostrado que algumas forças que atuam na coluna lombar, aumentam conforme a acentuação do ângulo de flexão anterior do tronco [49], e que este movimento pode ser um dos fatores predisponentes da lesão discal e da lombalgia [7].

Vários pesquisadores têm utilizado o ângulo de flexão anterior do tronco para calcular a sobrecarga no disco intervertebral, em diversas situações, principalmente no levantamento de cargas, e a exemplo do nosso estudo, também comparando os resultados encontrados com os limites de segurança preconizados por estes órgãos de pesquisa, especialmente o NIOSH [50,51].

Então, muito embora, para a PID, o MFA e a Faxial, o valor p ($> 0,05$) não tenha se mostrado significante estatisticamente, vale ressaltar que na maioria das posições analisadas, estes valores ultrapassaram os limites de segurança adotados pelo NIOSH, mesmo para o sujeito com menor massa corporal (61 kg). Estes dados têm importância clínica, uma vez que, dependendo da frequência e do tempo de atividade, eles podem contribuir de forma efetiva para o surgimento de lesões na coluna lombar.

Uma das limitações deste estudo foi que, por questões técnicas, apenas 2 sujeitos tiveram seus dados comparados e analisados. Provavelmente, se os dados de toda amostra (9 sujeitos), tivessem sido processados estatisticamente, os resultados seriam mais consistentes e fidedignos.

Outro fator importante é que o *software* HARSim, como toda ferramenta que usa modelo antropométrico e faz simulação, realiza estimativa com uma margem de erro embutida no processamento dos cálculos, de forma que seus resultados são aproximados e portanto, não deve corresponder exatamente à realidade do esforço despendido pelos sujeitos.

Conclusões

Baseado nos dados apresentados neste estudo pode-se concluir que:

- 1) os limites de segurança estabelecidos pelo NIOSH são facilmente ultrapassados quando é acrescida uma força ou carga externa nas tarefas desenvolvidas com o tronco encurvado;
- 2) a escolha do tipo de chave (L ou cruz) usada na execução da tarefa pode influenciar no nível final de estresse da região lombar;
- 2) a distribuição da massa corporal pode contribuir na sobrecarga na coluna (PID, MFA, Fcis e Faxial) quando o tronco se encontra numa posição de encurvamento;
- 3) a associação de posturas (flexão + rotação) no tronco favorece o aumento nos níveis das variáveis analisadas, sugerindo contribuir para o surgimento de lesões na coluna ou para o agravamento de lesões já existentes;

- 4) o desconhecimento do uso de posturas adequadas por parte dos sujeitos da amostra sugere a elaboração de uma cartilha informativa com orientações textuais e ilustrativas sobre orientação postural em suas atividades ocupacionais e da vida diária (AVD's).

Agradecimentos

Aos borracheiros que participaram como voluntários nesta pesquisa e ao Prof. Dimitri Taurino Guedes por sua valiosa ajuda na coleta dos dados.

Referências

1. Manchikanti L. Epidemiology of low back pain. *Pain Physician* 2000;3(2):167-92.
2. White T, Malone T. Effects of running on intervertebral disc height. *JOSPT* 1990; 12(4):139-46.
3. Broberg K. Slow deformation of intervertebral disc. *J Biomech* 1993;26(45):501-12.
4. Burdof A, Van Riel M, Brend T. Physical load as risk factor for musculoskeletal complaints among tank terminal workers. *AIHA J* 1997;58(7):489-97.
5. Leivseth G, Drerup B. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. *Clin Biomech* 1997;12(7-8):409-18.
6. Sato TO, Coury HJCG. Associação entre dois modelos fotográficos de mensuração do ângulo de flexão anterior do tronco. In: 9º Congresso Brasileiro de Biomecânica; Maio/Junho 29-01; Gramado: SBB; 2001. p. 144-7.
7. Skotte JH, Fallentin N, Pedersen MT, Essendrop M, Stroyer J, Schilbye B. Adaptation to sudden unexpected loading of the low-back: the effects of repeated trials. *J Biomech* 2004;37(10):1483-9.
8. Berguer R. The application of ergonomics to general surgeons working environment. *Rev Environ Health* 1997;12(2):99-106.
9. Barbosa LH, Navega MT, Faganelo FR, Geraldo R, Coury HJCG, Walsh IAP, Alem MER. Posturas corporais como indicador de risco musculoesquelético em setores ocupacionais. In: 10º Congresso Brasileiro de Ergonomia; 2000 Nov 02-05; Rio de Janeiro: ABERGO; 2000. p. 24-32.
10. Padula RS, Coury HJCG. Sagittal trunk movement during load carrying activities: a pilot study. *Int J Ind Ergon* 2003;32:181-8.
11. National Institute for Occupational Safety and Health-NOISHI. Musculoskeletal disorders and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back. Publication 1998;97-141.
12. Araújo SMMS, Silva LA, Miranda MM, Magalhães SRA, Marçal MA, Mazzoni CF. Aspectos relacionados à saúde do trabalhador na atividade de reflorestamento. In: 7º Congresso Latino-Americano de Ergonomia; 2002 Set 1-5; Recife: ABERGO; 2002.
13. Cardia MCG, Másculo FS. Estudo das queixas de dor de coluna entre os garis que desempenham atividade de varrição das ruas e os que recolhem lixo da varrição em João Pessoa – PB. In: 7º Congresso Latino-Americano de Ergonomia; 2002 Set 1-5; Recife, Brasil: ABERGO; 2002.
14. Leitão CLRA, Lima DFCB, Braga LB, Lima MB, Vidal MCR. A importância do estudo de posturas no trabalho para diagnóstico e tratamento de transtornos lombares. In: 7º Congresso Latino-

- Americano de Ergonomia; 2002 Set 1-5; Recife: ABERGO; 2002.
15. Medeiros Neto CF, Câmara MF, Oliveira SCF. Avaliação da biomecânica ocupacional dos fisioterapeutas neuro-pediatras: um estudo de caso. In: 7º Congresso Latino-Americano de Ergonomia; 2002 Set 1-5; Recife: ABERGO; 2002.
 16. Santos HH. Análise ergonômica dos borracheiros de João Pessoa: relação entre o estresse postural e a exigência muscular da região lombar [dissertação]. João Pessoa: Universidade Federal da Paraíba; 2002.
 17. Brito GN, Brito LS, Paumgartten FJ, Lins MF. Lateral preferences in brazilian adults: an analysis with the Edinburgh Inventory. *Cortex* 1989;25:403-15.
 18. Olenford MR, Drury CG. Postural discomfort and perceived exertion in standardized box-holding posture. *Ergonomics* 2001;44(15):1341-67.
 19. David GC. Assessment of exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occupational Medicine* 2005;55:190-9.
 20. Saurin TA, Guimarães LBM. Ergonomic assessment of suspended scaffolds. *Int J Ind Ergon* 2006;36:229-37.
 21. Bernaards CM, Ariëns GAM, Hildebrandt VH. The (cost-) effectiveness of a lifestyle physical activity intervention in addition to a work style intervention on the recovery from neck and upper limb symptoms in computer workers. *BMC Musculoskeletal Disord* 2006;7:80.
 22. Jager M, Luttmann A. Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during lifting using a dynamic 19-segment human model. *Ergonomics* 1989;32(1):93-112.
 23. Rebelo FS. Avaliação dos problemas músculo-esqueléticos provocados por esforços repetitivos utilizando a aplicação informática HARSim: Humanoid Articulation Reaction Simulation. 7º Congresso Latino Americano de Ergonomia; 2002 Set 1-5; Recife: ABERGO; 2002.
 24. Petroski EL. Antropometria: técnicas e padronizações. Porto Alegre: Palloti; 1999.
 25. Rebelo FS. HARSim (Humanoid Articulation Reaction Simulation) – an interactive computer model to evaluate musculoskeletal problems. Proceedings of the International Ergonomics Association and The 7th Joint Conference of Ergonomics Society of Korea / Japan Ergonomics Society “Ergonomics in the Digital Age”; 2003 Aug. 24-29; Seul: JES; 2003.
 26. Rebelo FS, Santos R. Optimization of an industrial assembly line for the automobile industry. Proceedings of the International Ergonomics Association and The 7th Joint Conference of Ergonomics Society of Korea / Japan Ergonomics Society “Ergonomics in the Digital Age”; 2003 Aug. 24-29; Seul: JES; 2003.
 27. Francisco C, Cotrim T, Rebelo, FS.; Barreiros, L. Ergonomia Hospitalar: análise da carga postural em profissionais do hospital Garcia da Orta. In: 6º Fórum Nacional de Medicina no Trabalho; 2001 Nov 7-9; Lisboa: CulturGest; 2001.
 28. Compadrinho G, Lima J, Rebelo FS. Movimentação de cargas por mulheres grávidas: análise do perigo. *Nursing* 2005;15(16):21-5.
 29. Pheasant S. *Bodyspace: anthropometry, ergonomics and design*. London: Taylor & Francis; 1988.
 30. Davis KG, Marras WS, Waters TR. Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clin Biomech* 1998;13(3):141-52.
 31. Bhattacharya A, Ghista DN. Biomechanical guidelines for determining the limiting values of occupational task involving torsional loading of the spine. In: Winter DA et al. Proceedings of the Ninth International Congress of Biomechanics. 9º Human Kinetics Publishers, 1985; p. 60-5.
 32. Belytschko TB, Kulak RF, Schultz AB, Galante JD. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *J Biomech* 1974;7:277-85.
 33. Takashima, ST, Singh SP, Handerspeck KA, Schultz AB. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. *J Biomech* 1979;12(12):929-30.
 34. Spilker RL. Mechanical behavior of a simple model of an intervertebral disc under compressive loading. *J Biomech* 1980; 13(10):895-901.
 35. Furlong DR, Palazotto AN. A finite element analysis of the influence of surgical herniation on the viscoelastic – properties of the intervertebral disc. *J Biomech* 1983;16(10):785-95.
 36. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane movements. *J Biomech* 1986;19(4):331-50.
 37. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine. *J Biomech* 1992;25: 1153-64.
 38. Winkel J, Mathiassen SE. Assessment of physical work load in epidemiologic studies: concepts, issues and operational considerations. *Ergonomics* 1994;37(6): 979-88.
 39. Jager M, Luttmann A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bimanual materials handling. *Ergonomics* 1992;35(7-8):783-805.
 40. Rebelo FS, Silva KMC. Spinal dynamics: a three-dimensional model of the mechanical behavior of the vertebral column for ergonomics applications. *Motricidade Humana* 1992;8(1):41-6.
 41. Rebelo FS, Silva KMC. Three-dimensional modeling of the vertebral column mechanics. *J Biomech* 1994;27(6):814-21.
 42. Adams MA, McNally DS, Chinn H, Dolan P. Posture and compressive strength of the lumbar spine. *Clinic Biomech* 1994;9:5-14.
 43. Rebelo FS, Cristina C, Másculo FS, Silva KC, Barreiros L. Avaliação do stress postural numa actividade da construção civil no Brasil. *Revista Portuguesa de Ergonomia* 1997;1:57-69.
 44. Watkins J. *Structure and function of the musculoskeletal system*. New York: Human Kinetics; 1999.
 45. Nachemson A. The influence of spinal movements of the lumbar intradiscal pressure and the tensile in the annulus fibrous. *Acta Orthop Scand* 1963;33:183-87.
 46. Nachemson A, Elfström G. Intravital dynamic pressure: measurements in lumbar discs. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1970; 1: 3-40.
 47. Framoyer JW, Wilder DG, Pope MH. The mechanical and kinematical analysis of the lumbar spine in normal living human subjects in vivo. *J Biomech* 1979;12:165-72.
 48. Green T, Allvey J, Adams M. Spondylolysis. *Spine* 1994;19:2683-91.
 49. Punnett L, Fine LJ, Keyserling WM, Herrin GD, Chaffin DB. Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. *Scand J Work Environ Health* 1991;17(5):337-46.
 50. Chaffin DB, Andersson GB. *Occupational biomechanics*. 2nd ed. New York: Wiley-Interscience; 1991.
 51. Potvin JR. Use of NIOSH inputs to calculate lumbosacral compression forces. *Ergonomics* 1997;40(7):697-707.