

CÁLCULO DAS FORÇAS INTERNAS NA COLUNA LOMBAR PELA TÉCNICA DA DINÂMICA INVERSA

PROF. MARCELO LA TORRE

Licenciado em educação física – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (Unisinos)
E-mail: latorre6@hotmail.com

PROF^a. MÔNICA DE OLIVEIRA MELO

Licenciado em educação física – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (Unisinos)
E-mail: melo.monica@terra.com.br

PROF. MAICON PASINI

Licenciado em educação física – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (Unisinos)
E-mail: mpasini5@hotmail.com

LUCAS DUTRA ARAÚJO

Acadêmico de educação física – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (Unisinos)
E-mail: natoch@terra.com.br

PROF^a. DR^a. CLÁUDIA TARRAGÔ CANDOTTI

Doutora em ciência do movimento humano
Escola Superior de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Esef-UFRGS)
Professora de biomecânica na Universidade do Vale do Rio dos Sinos (Unisinos)
E-mail: candotti@ unisinos.br

PROF. DR. JEFFERSON FAGUNDES LOSS

Doutor em engenharia mecânica (biomecânica) – Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica (Promec)/Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)
Professor de biomecânica na UFRGS
E-mail: jefferson.loss@ufrgs.br

RESUMO

Com o objetivo de estimar as forças internas que atuam sobre a coluna lombar durante a atividade de levantar objetos, dez indivíduos executaram quatro técnicas de levantamento (TL), com velocidade controlada, sendo registrados, simultaneamente, dados de dinamometria e cinemetria 2D. Utilizando a dinâmica inversa, foram calculadas as forças articular resultante (FA) entre L5/S1 e muscular resultante (FM) dos eretores da coluna vertebral. As magnitudes dos valores máximos da FA e FM foram comparadas através de ANOVA para

medidas repetidas. Os resultados demonstraram que a técnica da dinâmica inversa mostrou-se adequada para estimar as forças atuantes na coluna vertebral e que as FA e FM não diferiram significativamente ($p > 0,05$) entre as quatro TL, não fornecendo subsídios para opção por uma ou outra TL.

PALAVRAS-CHAVE: Levantamento; dinâmica inversa; modelo biomecânico.

INTRODUÇÃO

O cálculo das forças e dos momentos internos gerados no corpo humano durante a tarefa de levantar objetos do solo tem sido um dos grandes desafios da biomecânica (GRANATA; MARRAS, 1995). A atividade de levantamento de objetos, muito comum nas tarefas do cotidiano e em certos eventos esportivos, vem sendo consistentemente abordada, em pesquisas epidemiológicas, como um fator de risco que pode precipitar o processo de degeneração do disco intervertebral e o desenvolvimento da dor lombar (FERGUSON; MARRAS, 1997; DOLAN et al., 1998; JÄGER; LUTTMANN, 1999; BURDORF, 2000; KINGMA et al., 2001; WILKE et al., 1999; WILKE, 2001; FERGUSON et al., 2004; ADAMS; DOLAN, 2005). 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 na *performance* do levantamento (SIMON; BROGMUS; COURTNEY, 1997). Entretanto, mesmo com a adequada escolha dos mecanismos corporais durante a atividade, existe uma alteração potencial das estruturas posteriores da coluna vertebral, em virtude das forças de compressão e torção resultantes do próprio levantamento.

Durante o levantamento tem sido documentado que ocorre uma sobrecarga na articulação intervertebral L5/S1 e que a técnica de levantamento utilizada afeta tanto a cinemática quanto a cinética da coluna vertebral (KINGMA; VAN DIEËN, 2004), bem como que lesões na coluna vertebral podem ocorrer quando forças dentro de parâmetros normais são aplicadas em tecidos anormalmente fracos, ou quando forças elevadas fora dos parâmetros de normalidade são aplicadas em tecidos normais (ADAMS; DOLAN, 2005). Nesse sentido, a necessidade de compreender os diferentes tipos de forças, sejam elas resultantes musculares (FM) ou resultantes articulares (FA), que atuam em sentidos e direções variadas, com diversas magnitudes e frequências, no sistema músculo-esquelético, durante a tarefa de levantar objetos do solo, passa a ser preponderante, uma vez que essas forças podem gerar disfunções músculo-esqueléticas.

Estudos de mensuração direta das forças internas envolvidas no levantamento têm proporcionado as melhores estimativas das respostas mecânicas da coluna

vertebral à atividade de levantamento, servindo de referência para programas de reabilitação e orientações ergonômicas (WILKE et al., 1999). No entanto, em virtude da natureza invasiva e dependência de recursos tecnológicos avançados, esses estudos de mensuração direta não são encontrados em larga escala, sendo considerados impróprios para avaliação de situações do cotidiano fora do ambiente dos laboratórios de pesquisas (DALLA VECHIA; DUARTE; AMADIO, 1997; DALLA VECHIA et al., 1999).

Dessa forma, o desenvolvimento de estudos que utilizem técnicas não invasivas na avaliação da sobrecarga mecânica durante a atividade de levantamento parece ser uma alternativa interessante. A técnica da dinâmica inversa consiste em um método não invasivo tradicionalmente utilizado para quantificar as forças e os momentos internos geradores dos movimentos (DALLA VECHIA; DUARTE; AMADIO, 1997; DALLA VECHIA et al., 1999; AMADIO, 2000, 2002; AMADIO; BAUMANN, 2000; LOSS et al., 2002; SOARES et al., 2004; LOSS et al., 2006). A aplicação dessa técnica necessita a determinação de um modelo biomecânico e o conhecimento das variáveis cinéticas, cinemáticas (lineares e angulares) e antropométricas dos segmentos envolvidos. A solução inversa do problema parte da determinação experimental da posição dos segmentos e da diferenciação numérica para obtenção das variáveis cinemáticas (velocidade e aceleração), bem como da mensuração das forças externas e determinação dos parâmetros antropométricos (Loss et al., 2006). Desse modo, o objetivo deste estudo foi calcular e comparar os resultados de FA e FM, obtidos pela técnica da dinâmica inversa, a partir da obtenção de variáveis cinemáticas e cinéticas, para quatro diferentes técnicas de levantamento.

I. MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi selecionada intencionalmente, sendo constituída por dez indivíduos adultos voluntários, sete indivíduos do sexo masculino e três do sexo feminino, sem histórico de patologias na coluna vertebral, com idade média de $(24,8 \pm 3,3)$ anos, massa corporal de $(68,0 \pm 15,9)$ kg e estatura de $(1,69 \pm 0,10)$ cm. Este estudo foi aprovado no comitê de ética da universidade em que foi realizado.

O protocolo de avaliação consistiu no levantamento de um objeto do solo com massa equivalente a 25% da massa corporal do indivíduo em quatro diferentes técnicas de levantamento, com dois minutos de intervalo entre cada execução. A realização das quatro técnicas de levantamento foi determinada por sorteio. A tarefa de levantamento teve seu início e término na postura ereta, com base de sustentação constante. Assim, o movimento completo consistia em quatro fases: fase 1 para o movimento de descida sem o objeto; fase 2 para o movimento de

subida com o objeto; fase 3 para o movimento de descida com o objeto; e fase 4 para o movimento de subida sem o objeto. A velocidade de execução da tarefa de levantamento foi ritmada por um sinal sonoro. Cada fase do movimento de levantamento teve duração de oito segundos. O *feedback* sonoro foi fornecido aos indivíduos por um gravador portátil. As Figuras 1, 2, 3 e 4 apresentam as quatro técnicas de levantamento, respectivamente.

Durante a realização das tarefas de levantamento foram coletados simultaneamente dados de dinamometria e cinemetria. Os dados de força externa foram adquiridos com uma célula de carga de 500N, instrumentada com *strain-gauges*

FIGURA 1: TÉCNICA 1: LEVANTAMENTO COM AS ARTICULAÇÕES DOS JOELHOS E COTOVELOS ESTENDIDOS

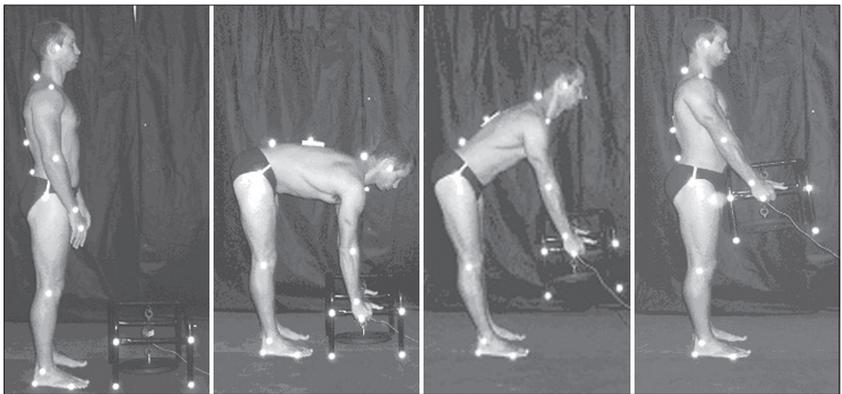


FIGURA 2: TÉCNICA 2: LEVANTAMENTO COM AS ARTICULAÇÕES DOS JOELHOS ESTENDIDAS E COTOVELOS FLEXIONADOS

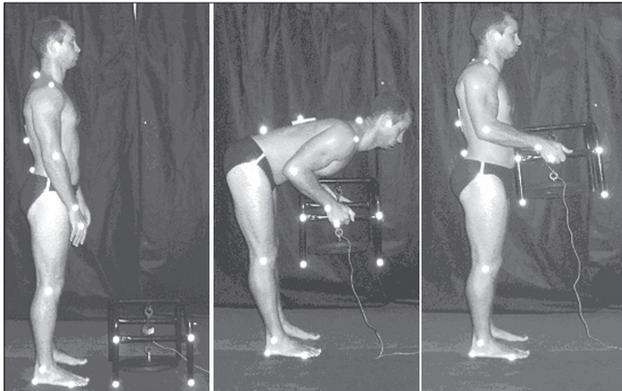


FIGURA 3: TÉCNICA 3: LEVANTAMENTO COM AS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHOS FLEXIONADAS E COTOVELOS ESTENDIDOS

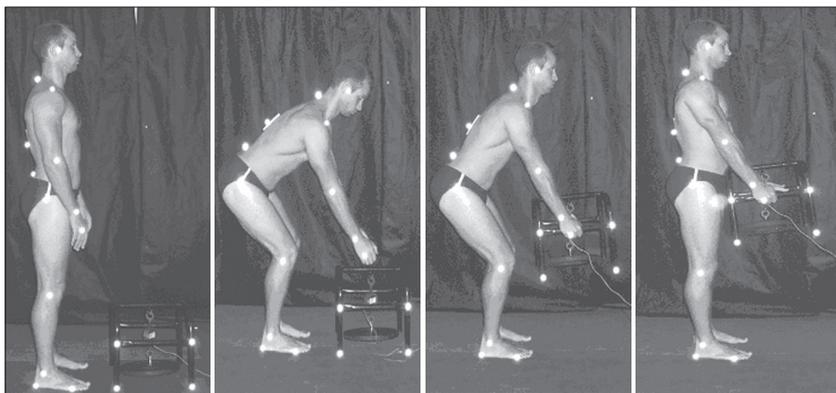
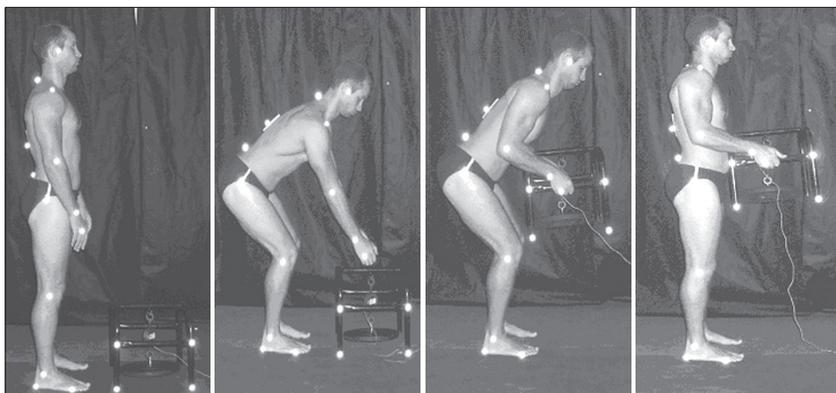


FIGURA 4: TÉCNICA 4: LEVANTAMENTO COM AS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL, JOELHOS E COTOVELOS FLEXIONADOS



(EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos), adaptada ao objeto a ser levantado. A recolha dos sinais de dinamometria foi realizada com um computador Pentium 200MHz dotado de um conversor A/D de 12 bits (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos), com uma taxa de amostragem de 50Hz. O *software* AqDados 7.0 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo) foi utilizado para a aquisição dos dados de dinamometria durante o levantamento.

A massa dos segmentos corporais envolvidos foi estimada a partir das tabelas antropométricas de Clauser, Mcconville e Young (1969) e das características antropométricas de cada indivíduo. O momento de inércia de cada segmento foi estimado a partir das tabelas antropométricas de Dempster (1955).

Os dados cinemáticos foram coletados com um procedimento de análise cinemática bidimensional. O sistema de vídeo foi composto por uma câmera de vídeo digital JVC 9500 (PAL) e por um equipamento refletor para proporcionar iluminação direcionada sobre os marcadores reflexivos colocados no indivíduo, com uma frequência de amostragem de 50Hz. A câmera de vídeo foi posicionada com seu eixo óptico, perpendicular ao plano sagital do indivíduo, sendo o refletor posicionado ao seu lado. Os marcadores reflexivos foram colocados sobre os seguintes pontos anatômicos: 1) quinto metatarso; 2) calcâneo; 3) maléolo lateral; 4) côndilo lateral; 5) trocânter maior do fêmur; 6) articulação L5/S1; 7) processo espinhoso T12; 8) processo espinhoso C7; 9) meato auditivo; 10) acrômio; 11) epicôndilo lateral do úmero; 12) processo estilóide; 13) extremidade distal do 4º metacarpo (adaptado de ANDRADE et al., 2001). Também foram colocados quatro marcadores reflexivos no objeto a ser levantado. Os marcadores foram confeccionados com esferas de isopor com 3mm de diâmetro, revestidas com papel reflexivo e fixadas ao corpo nos pontos de interesse com fita dupla face.

Para garantir a sincronização dos sistemas de medição distintos, que operavam concomitantemente, mas que funcionam em bases de tempo independentes, foi utilizado um equipamento eletrônico que enviava simultaneamente uma informação visual para a câmera de vídeo, através de um diodo luminoso (LED), colocado à frente da câmera, e uma informação elétrica para um dos canais do conversor A/D (Loss et al., 1997).

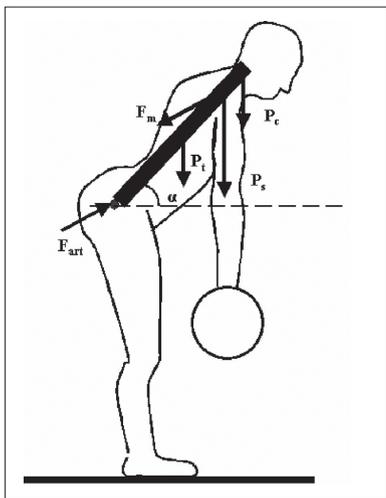
O processamento do sinal dinamométrico foi realizado utilizando o sistema de aquisição de dados (SAD) (versão 2,61.07mp, 2002, www.ufgrs.br/lmm). A frequência de corte utilizada no sinal dinamométrico foi de 5Hz, determinada pela técnica de análise de resíduos (WINTER, 1990) e calculada em uma rotina desenvolvida no *software* Matlab® (versão 5.3, MatchWorks Inc, Massachusetts, Estados Unidos).

Os dados de cinemetria foram primeiramente capturados com a utilização do *software* Adobe® Premiere® Pro 2.0. A partir das imagens capturadas, foi realizada a digitalização das imagens e obtenção das variáveis cinemáticas utilizando o sistema para análises cinemáticas Digital Video For Biomechanics – Windows 32 bits (DVIDEO) (BARROS et al., 1999). O procedimento de digitalização consistia em rastrear, por meio de algoritmos de rastreamento do *software* DVIDEO, a localização, em *pixels* (unidades adimensionais), dos pontos brancos em contraste com o fundo escuro, no monitor do computador. No próprio *software* DVIDEO, por meio de um sistema de calibração por referência e um procedimento de reconstrução 2D, foi realizada a transformação da localização dos pontos reflexivos em unidades adimensionais para unidades métricas, fornecendo assim os pares ordenados (X, Y) em metros de cada ponto reflexivo para posterior cálculo das forças

e dos momentos resultantes na coluna lombar. A frequência de corte dos sinais de cinemetria também foi determinada com a técnica de análise de resíduos (WINTER, 1990), sendo que o filtro determinado foi do tipo *Butterworth*, de ordem 3, com frequência de corte 5Hz.

Para o cálculo das forças internas e momentos resultantes, pela técnica da dinâmica inversa, foram utilizados os dados cinéticos, cinemáticos, antropométricos e um Modelo Biomecânico da Coluna Adaptado (MBCA) (STRAIT; INMAN; RALSTON, 1947), o qual é bidimensional e possui apenas um segmento rígido. As Figuras 5 e 6 apresentam um desenho esquemático e o respectivo diagrama de corpo livre (DCL) do MBCA.

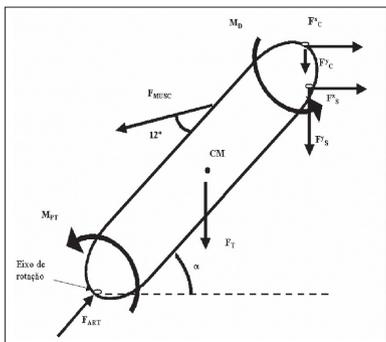
FIGURA 5: DESENHO ESQUEMÁTICO DO MODELO BIOMECÂNICO ADAPTADO (MBCA)



Onde:

- P_s : força do segmento e objeto;
- P_c : força da cabeça;
- P_t : força peso do tronco;
- F_m : força muscular resultante dos eretores do tronco;
- F_{art} : força articular resultante em L5/S1;
- α : ângulo do tronco com a horizontal.

FIGURA 6: DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DO MODELO BIOMECÂNICO ADAPTADO (MBCA)



Onde:

- x, y : componentes paralelos e perpendiculares;
- F_s : força do segmento e objeto;
- F_c : força da cabeça;
- F_t : força peso do tronco;
- F_{MUSC} : força muscular resultante dos eretores do tronco;
- F_{art} : força articular resultante em L5/S1;
- α : ângulo do tronco com a horizontal;
- CM: centro de massa do tronco;
- M_D : momento distal do tronco;
- M_{PT} : momento proximal do tronco.

Assim, de posse do MBCA e utilizando a técnica da dinâmica inversa, os segmentos tronco, cabeça, braço, antebraço e mão, bem como o objeto, foram idealizados como segmentos rígidos (S_i). A importância de idealizar os segmentos como corpos rígidos reside no fato de que corpos rígidos se movem de acordo com os princípios da mecânica newtoniana, ou seja, o movimento de um corpo rígido qualquer (segmentos corporais e objeto) em um sistema referencial inercial (R) é regido pelas equações de movimento: 1) de translação do centro de massa, pela 2ª Lei de Newton (equação 1) e 2) de rotação, em relação ao Princípio de Euler (equação 2).

$$\sum F_i = m_i a_i \quad (1)$$

$$\sum M_i = I_i \alpha_i \quad (2)$$

onde:

i cada um dos segmentos analisados

$\sum F_i$ somatório das forças atuantes no segmento i

m_i massa do segmento i

a_i aceleração do centro de massa do segmento i no referencial inercial

$\sum M_i$ somatório dos momentos de força em torno do eixo de rotação do segmento i

I_i o momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento i

α_i aceleração angular do segmento i

Portanto, a solução inversa do problema teve seu início no segmento mão, único segmento corporal sobre o qual atuam as forças de contato externas ao corpo e que não possui outro segmento interligado à sua extremidade distal, possibilitando, assim, o cálculo dos valores de forças e momentos resultantes proximais desse segmento, os quais, de acordo com a 3ª Lei de Newton (princípio da ação e reação), são iguais em módulo e com sentido contrário ao das forças distais do segmento adjacente. Desse modo, os valores de força e momento proximais resultantes do segmento mão obtidos pela resolução das equações de movimento correspondem às forças e aos momentos distais resultantes do segmento antebraço e assim sucessivamente até a articulação L5/S1. Como o movimento de levantamento foi realizado em baixa velocidade, esses momentos intersegmentares, calculados

em relação aos respectivos centros articulares, foram considerados como sendo o momento líquido resultante em cada articulação, não levando em conta a viscosidade articular (DALLA VECHIA; DUARTE; AMADIO, 1997; DALLA VECHIA et al., 1999). Também cabe ressaltar que a segmentação do membro superior foi realizada somente para o lado direito do corpo, assumindo uma simetria dos resultados para o lado esquerdo.

Para solução das equações de movimento desenvolvidas a partir dos DCL, MBCA e da união de todos os aspectos cinéticos, cinemáticos e parâmetros antropométricos, anteriormente apresentados, foram desenvolvidas, em ambiente Matlab®, rotinas de programação para cálculo do módulo das forças e momentos resultantes na articulação L5/S1 durante a realização das quatro técnicas de levantamento.

Para a análise estatística foi utilizado o software SPSS 10.0. Inicialmente foi verificada e confirmada a equivalência das variâncias (Teste de Levene) e normalidade dos dados (Shapiro-Wilk). Tanto os módulos da FA e FM quanto os valores do ângulo da FA e ângulo da FM foram submetidos a uma análise de variância para medidas repetidas em um modelo misto 4 x 4 (4 técnicas x 4 fases) e para verificar os *main effects* utilizou-se o Teste de Bonferroni. Quando não confirmada a esfericidade dos dados, utilizou-se o fator de correção de Greenhouse-Geisser. Como houve interação significativa entre técnica e fase, os dados foram submetidos a uma análise de variância de um fator e a um Teste *post hoc* de Bonferroni, para verificar onde estavam as diferenças entre as quatro fases e as quatro técnicas. O nível de significância adotado foi 0,05.

2. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo foi conduzido com o propósito de comparar a FA e a FM em quatro diferentes técnicas de levantamento, utilizando a técnica da dinâmica inversa. Os resultados demonstraram que para as quatro diferentes técnicas de levantamento não ocorreram diferenças significativas na magnitude dos valores de máximos das FA e FM durante o levantamento (Figuras 7 e 8). Entretanto, pode-se observar que existe uma tendência de maiores magnitudes das forças internas nas técnicas de levantamento 3 e 4, nas quais os joelhos são flexionados, quando comparadas com as técnicas de levantamento 1 e 2, nas quais os joelhos são estendidos. Além da magnitude das FA e FM, no presente estudo, foram mensurados os graus de angulação do tronco com a horizontal (α) em relação ao instante de ocorrência dos valores máximos das FA e FM. A análise do ângulo de ocorrência dos valores máximos das FA e FM demonstrou que nas técnicas 3 e 4 os valores de α

foram maiores em relação às técnicas 1 e 2, ou seja, nas técnicas 3 e 4 ocorreu menor flexão do tronco e nas técnicas 1 e 2 ocorreu maior flexão do tronco.

Os resultados deste estudo, referentes à magnitude das forças internas, em primeira instância, são conflitantes com os achados de Nachemson e Elfstrom (1970) e Wilke et al. (1999), os quais, utilizando técnicas invasivas, encontraram menores valores de força compressiva na coluna lombar para a técnica de levantamento com os joelhos fletidos, em que o objeto estava posicionado entre os pés, em comparação à técnica com joelhos estendidos, na qual o objeto estava à frente dos pés. Tem

FIGURA 7: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DOS VALORES MÁXIMOS DA FA, EM CADA FASE DO LEVANTAMENTO NAS QUATRO TÉCNICAS ADOTADAS

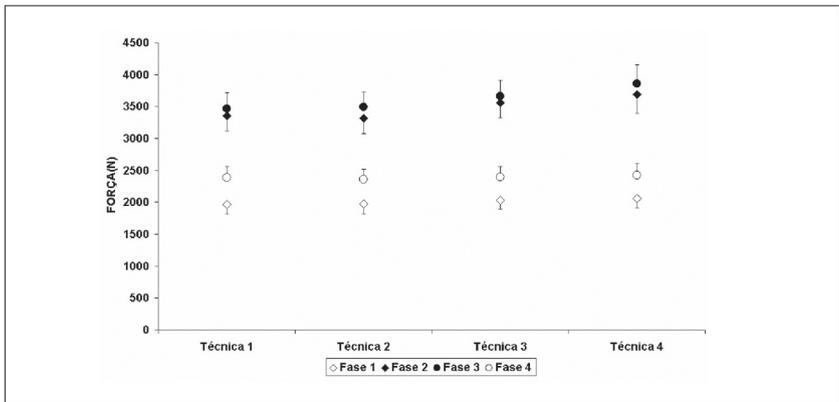
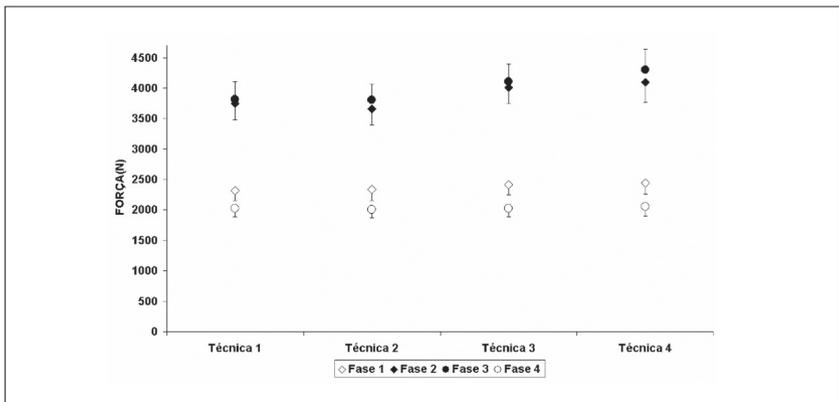


FIGURA 8: MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DOS VALORES MÁXIMOS DA FM, EM CADA FASE DO LEVANTAMENTO NAS QUATRO TÉCNICAS ADOTADAS



sido referido que a menor força compressiva nas técnicas com os joelhos fletidos é decorrente de uma distância perpendicular menor do objeto a ser levantado em relação à coluna vertebral, uma vez que nessa técnica existe a possibilidade de o centro de massa do objeto levantado estar mais próximo do eixo articular do movimento, causando assim um menor momento da força peso do objeto (VAN DIEËN; HOOZEMANS; TOUSSAINT, 1999).

Desse modo, essa menor força compressiva durante o levantamento com joelhos flexionados somente ocorre quando o objeto pode ser levantado de uma posição entre os pés, o que não ocorre normalmente em situações do cotidiano (idem, *ibidem*; BURGESS-LIMERICK, 2003). Sendo assim, quando o levantamento ocorre com flexão da articulação dos joelhos e a carga não pode ser colocada entre os pés (no presente estudo, essa situação corresponde às técnicas 3 e 4), podem ocorrer magnitudes de forças internas iguais ou maiores que no levantamento com joelhos estendidos (técnicas 1 e 2). Segundo Kingma e Van Dieën (2004), nos levantamentos com joelhos flexionados e sem a carga posicionada entre os pés, ocorre uma redução do momento gerado pela força peso do tronco, com um aumento em paralelo do momento gerado pela carga externa a ser levantada em relação a levantamentos em que a carga pode ser posicionada entre os pés. Esse aumento do momento gerado pela carga é consequência do deslocamento posterior da articulação L5/S1, decorrente da flexão da articulação dos joelhos, o qual afasta o eixo de rotação (L5/S1) do centro de massa do objeto a ser levantado, caso o mesmo não esteja posicionado entre os pés.

Nesse entendimento, estudos precedentes também encontraram resultados semelhantes ao presente estudo, contrariando o senso comum de que somente com joelhos fletidos ocorre redução de cargas na coluna vertebral. Kingma et al. (2001), ao comparar três métodos de abordagem indireta das forças internas, demonstraram que o levantamento com joelhos fletidos (correspondentes às técnicas 3 e 4) não reduziu substancialmente a força articular sobre a articulação L5/S1 em relação ao levantamento com os joelhos estendidos (técnicas 1 e 2). Corroborando esse resultado, Dolan et al. (1999), utilizando uma técnica híbrida entre modelamento de segmentos conectados e modelo EMG, encontraram valores máximos de compressão na articulação L5/S1 maiores na técnica de levantamento com joelhos fletidos.

Nas técnicas de levantamento avaliadas no presente estudo, o objeto não estava posicionado entre os pés dos indivíduos e sim na sua frente, por essa ser uma situação que ocorre com maior frequência durante situações do cotidiano, como demonstrado em estudos que identificam a técnica de levantamento adotada (BURGESS-LIMERICK, 2003; BURGESS-LIMERICK; ABERNETHY, 1997a). Um segundo fator

que motivou a opção metodológica de manter o objeto na frente do indivíduo está relacionado com a prática de alguns exercícios de musculação, realizados comumente nas academias. Nos exercícios como o levantamento terra e o "good morning" ou "stiff" também ocorre a impossibilidade de posicionamento da carga entre os pés, o que causa um grande momento extensor da musculatura paravertebral sobre as articulações da coluna lombar para vencer o momento flexor causado pela carga externa e peso da parte superior do tronco.

Considerando também questões de restrições metodológicas impostas pela técnica de cinemetria em duas dimensões, que registra movimentos em um único plano, no presente estudo, o plano sagital, movimentos de abdução do membro inferior, os quais seriam necessários caso a carga estivesse posicionada entre os pés, não seriam registrados. Assim, essa restrição corresponde ao terceiro fator que determinou, neste estudo, a adoção do objeto na frente dos pés, pois caso contrário, a influência desses movimentos de abdução não poderia ser quantificada, o que comprometeria a veracidade dos resultados.

Cabe ressaltar que os resultados deste estudo foram obtidos pela técnica da dinâmica inversa, assumindo-se que 1) cada segmento tem massa fixa e localizada em um único ponto no seu centro de massa (CM), 2) a localização do CM é fixa durante todo o movimento, 3) as articulações são do tipo "dobradiça" com seu eixo de rotação fixo, livres de atrito, 4) o momento de inércia do segmento é constante durante todo o movimento e 5) o comprimento de cada segmento é constante em todo o movimento (WINTER, 1990). No entanto, mesmo com todas essas considerações, os resultados encontrados, no que diz respeito às magnitudes das forças e à comparação entre as técnicas de levantamento (joelhos fletidos e joelhos em extensão), não foram distantes daqueles referenciados na literatura, que também utilizaram abordagens indiretas de mensuração das cargas na coluna (DOLAN et al., 1999; KINGMA, 2001). A não-concordância dos resultados deste estudo com aqueles obtidos por abordagens diretas (NACHEMSON; ELFSTRON, 1970; WILKE et al., 1999) reside no fato de que nestes últimos os objetos a serem levantados eram posicionados entre os pés e não à sua frente, como no presente estudo.

Ainda com relação aos resultados do presente estudo, é interessante salientar que os valores de força articular na postura ereta, antes do início do levantamento, foram muito próximos (em torno de 500 a 600N) àqueles encontrados por Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999), que realizaram a introdução cirúrgica de um sensor de pressão na articulação L4/L5 em oito indivíduos saudáveis. Esse resultado corrobora com a aplicação da técnica da dinâmica inversa para o conhecimento das forças internas que, certamente, em situações envolvendo seres humanos, conta com erros relativos oriundos das considerações metodológicas necessárias. Não obstante,

é importante que esses erros sejam sistemáticos para permitirem comparações de um mesmo sujeito em situações diferentes, como ocorrido no presente estudo (Loss et al., 2002).

Finalizando, entende-se que prescrever uma única “melhor técnica” de levantamento não corresponde à melhor alternativa para os profissionais da saúde, uma vez que, provavelmente, realizar uma única técnica de levantamento não seja possível em todas as situações cotidianas. Assim, em vez de fazer a tradicional recomendação de flexionar os joelhos, talvez seja preferível fornecer instruções e orientações gerais sobre o ato de levantar objetos do solo (VAN DIEËN; HOOZEMANS; TOUSSAINT, 1999; BURGESS-LIMERICK, 2003), tais como: 1) evitar a exposição a levantamentos manuais, fornecendo máquinas ou roldanas, 2) reduzir a massa da carga, 3) posicionar a carga entre os pés e mantê-la próxima ao corpo, 4) adotar uma postura no início do ato do levantamento que envolva uma escala moderada de movimento nos joelhos, no quadril e na coluna vertebral, 5) evitar o ato de levantar de uma postura de flexão lombar extrema, 6) evitar rotações do tronco durante o levantamento, 7) evitar flexões laterais do tronco durante o levantamento, 8) evitar movimentos de levantamento após prolongados períodos de flexão lombar extrema e 9) evitar a aceleração do objeto a ser levantado, ou seja, realizar o levantamento calmamente, procurando manter a velocidade constante (BURGESS-LIMERICK, 2003; VAN DIEËN, HOOZEMANS; TOUSSAINT, 1999).

CONCLUSÃO

Os resultados demonstram que não ocorreram diferenças significativas na magnitude dos valores máximos da força muscular e articular resultante nas quatro técnicas de levantamento empregadas, embora tenha ocorrido a tendência de uma maior magnitude das forças internas nas técnicas de levantamento 3 e 4, nas quais os joelhos são flexionados, quando comparadas com as técnicas de levantamento 1 e 2, nas quais os joelhos são estendidos.

A partir dos resultados obtidos e tendo em vista os propósitos estabelecidos neste trabalho, as seguintes considerações são realizadas: 1) a técnica da dinâmica inversa mostrou-se uma opção metodológica adequada para fornecer parâmetros da sobrecarga mecânica na coluna lombar durante o ato de levantar objetos do solo; 2) os resultados encontrados não fornecem subsídios suficientes para optar por uma das quatro técnicas empregadas; 3) uma análise tridimensional faz-se necessária para contemplar todos os movimentos articulares envolvidos no levantamento; e 4) sugere-se o emprego paralelo de outros procedimentos metodológicos, como exemplo a utilização da eletromiografia, para possibilitar adaptações do

modelo biomecânico, implementando mais vetores de força muscular durante o levantamento.

Calculating internal forces in the spinal column through inverse dynamics technique

ABSTRACT: For the purpose of calculating the internal forces that act on the lumbar spine during lifting activity, four lifting techniques (LTs) were performed by ten subjects, at a controlled speed. During the experiment, dynamometric and 2D kinematic data were collected simultaneously. The resulting joint force (JF) between L5/S1 and muscular force (MF) of the vertebral column erector muscle group were calculated using the inverse dynamic technique. ANOVA repeated measures were used to compare the maximum JF and MF values. Our findings indicate that the inverse dynamic technique was able to estimate the forces acting on the spinal column and that there was no significant difference between the JF and MF in the four LTs. Hence, no evidence was found to favor one lifting technique or the other.

KEY WORDS: Lifting; inverse dynamics; modeling.

Cálculo de las fuerzas internas en la columna lumbar con la técnica de la dinámica inversa

RESUMEN: Con el objetivo de estimar las fuerzas internas que actúan en la espina dorsal lumbar durante una actividad de elevación, diez sujetos ejecutaron cuatro técnicas de elevación (LTs) con control de velocidad, registrándose simultáneamente los datos de dinamometría y cinemática 2D. Usando la técnica de dinámica inversa fueron calculadas la fuerza articular resultante (JF) entre L5/S1 y la fuerza muscular (MF) del músculo extensor de la columna vertebral. Las magnitudes de los valores máximos de la FA y de la FM fueron comparadas a través de ANOVA para medidas repetidas. Los resultados indican que la técnica de la dinámica inversa puede estimar las fuerzas que actúan en la columna vertebral y que no hay diferencia significativa entre el JF y la MF en los cuatro LTs. Por lo tanto, no se encontró ninguna evidencia para favorecer una u otra técnica de elevación.

PALABRAS CLAVES: elevación; dinámica inversa; biomecánica.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 10, p. 1.972-1.983, out. 2005.

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

_____ Características metodológicas da biomecânica aplicadas à análise do movimento humano. In: BARBANTI, V. et al. (Orgs.). *Esporte e atividade física: interação entre rendimento e qualidade de vida*. São Paulo: Manole, 2002. p. 27-49.

_____; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Brazilian Journal of Biomechanics*, ano 1, n. 1, p. 7-14, 2000.

ANDRADE, L. M.; BARROS, R. M. L.; LIMA FILHO, E. C.; BRENZIKOFER, R. Obtenção de parâmetros inerciais a partir de videogrametria. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., Gramado, 2001. *Anais...* Gramado: s.ed., 2001. p. 123-127.

BARROS, R. M. L.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N. J.; FIGUEROA, P. J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BURDORF, A. Work-related musculoskeletal disorders. National Academy. *The Annals of Occupational Hygiene*, v. 44, n. 3, p. 237, 2000.

BURGESS-LIMERICK, R. Squat, stoop, or something in between? *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 31, n. 3, p. 143-148, 2003.

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

_____ Toward a quantitative definition of manual lifting postures. *Human Factors*, v. 39, n. 1, p. 141-148, 1997b.

CLAUSER C. E.; MCCONVILLE J. T.; YOUNG J. H. *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. AMRL Technical Report. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, 1969.

DALLA VECHIA, E.; DUARTE, M.; SERRÃO, J. C.; et al. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. *Anais...* Florianópolis: s.ed., 1999, p. 269-274.

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, 7., 1997, Campinas. *Anais...* Campinas: s.ed. 1997. p. 189-194.

DEMPSTER, W. T. *Space requirements of the seat operator*. WADC Technical Report (TR-55-159). Ohio: Wright-Patterson Air Force Base, 1955.

DOLAN, P. et al. Measuring inertial forces acting on the lumbar spine during lifting. In: CONFERENCE OF THE ESB, 11., 1998, Toulouse. *Anais...* Toulouse: s.ed., 1998. p. 120.

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

FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S.; BURR, D. L.; et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical of Biomechanics*, v. 19, n. 10, 2004.

FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical of Biomechanics*, v. 12, n. 4, p. 211-226, 1997.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 11, p. 1.309-1.317, 1995.

JÄGER, M.; LUTTMANN, A. Critical survey on the biomechanical criterion. The NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 23, n. 4, p. 331-337, 1999.

KINGMA, I.; BATEN, C. T. M.; DOLAN, P. 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 DIEËN, 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.

LOSS, J. F. Efeito de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. 2001. Tese (Doutorado em Engenharia) – Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

LOSS, J. F.; SILVA, L. M.; ZARO, M. et al. Sincronismo entre cinemetria e eletromiografia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. *Anais...* Campinas: s.ed., 1997. p. 453-456.

LOSS, J. F. et al. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002.

LOSS, J. F.; SOARES, D. P.; CAÑEIRO, J. P. T.; ALDABE, D.; RIBEIRO, D. C.; OLIVEIRA, L. G. de. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 7, n. 12, p. 23-32, 2006.

NACHEMSON, A.; ELFSTROM, G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, supplement, v. 1, p. 1-40, 1970.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, v. 24, n. 23, p. 2.468-2.474, 1999.

SIMON; M. H.; BROGMUS, G. E.; COURTNEY, T. K. Low back pain (LBP) and lifting technique – a review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 19, n. 1, p. 59-74, 1997.

SOARES, P. D.; VELLADO, D.; ROCHA, E. K. et al. Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, ano 5, n. 9, p. 29-35, 2004.

STRAIT, L. A.; INMAN, V. T.; RALSTON, H. J. Sample illustrations of physical principles selected from physiology and medicine. *American Journal Physics*, v. 15, p. 375-382, 1947.

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.

WILKE, H. J. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 1, p. 111-126, 2001.

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.

WINTER, A. D. Biomechanics and motor control of human movement. United States of America: Wiley, 1990. p. 277.

Recebido: 31 maio 2007

Aprovado: 24 set. 2007

Endereço para correspondência
Jefferson Fagundes Loss
Rua Fernando Osório, 1887
Porto Alegre-RS