

Análise do ritmo lombar e pélvico durante a flexo-extensão da coluna vertebral em duas condições de simulação de levantamento de carga em policiais militares saudáveis

Analysis of the lumbar and pelvic rhythm during trunk flexion-extension in two load lifting conditions simulated in healthy policemen.

Claudia de Oliveira e Silva¹, Linamara Rizzo Battistella²; Christiane Akie Kavamoto³, José Augusto Fernandes Lopes⁴; Jeane Cintra Peixoto de Vasconcelos⁵

RESUMO

O objetivo deste estudo foi correlacionar a atividade muscular e cinemática do movimento lombar e pélvico durante a flexo-extensão da coluna lombar em duas condições diferentes: com joelhos estendidos e flexionados (durante o agachamento). Casuística e métodos: trinta e seis policiais militares jovens do sexo masculino do Regimento de Cavalaria da Polícia Militar de São Paulo foram recrutados, porém apenas dezenove voluntários ($22,9 \pm 2,3$ anos) preenchem os critérios de inclusão de ausência de história de dor lombar e ou deformidades na coluna vertebral. Foram realizadas análises tridimensionais com marcadores retro-refletivos nas apófises espinhosas de L1, L3 e S1, espinhas ilíacas ântero-superiores, trocânteres maiores, fulcros laterais dos joelhos e maléolos laterais, de ambos os movimentos acima combinados, além da eletromiografia dinâmica de superfície dos músculos extensores lombares, isquiotibiais, retos abdominais e retos anteriores da coxa. Resultados: durante os movimentos com os joelhos estendidos, a atividade dos músculos extensores lombares foi sincronizada com os isquiotibiais e alternou com os retos abdominais. Ocorreu contração dos músculos reto abdominal em 15 indivíduos durante o final da flexão do tronco, enquanto que em quatro não houve atividade destes músculos. A atividade dos extensores lombares decresceu até cessar antes do término da flexão total. O agachamento revelou a substituição do padrão de ativação de dupla onda pela atividade contínua dos músculos extensores lombares. Discussão: variações intra e interindivíduos foram observadas e podem influenciar nos exames. Nossos resultados refletiram as diferenças no padrão de ativação muscular no ritmo lombar pélvico nas 2 diferentes condições estudadas. Conclusão: o ritmo lombar-pélvico esteve presente nos dois movimentos estudados com participação ativa dos músculos isquiotibiais e paraespinhais

PALAVRAS-CHAVE

biomecânica; cinemática; coluna vertebral; eletromiografia; região lombossacra.

ABSTRACT

The purpose of this study was to correlate muscle activity with lumbar-pelvic rhythm kinematics during trunk flexion and extension under two different conditions, straight and flexed knees (squat). Subjects and methods: Thirty six young male policemen from Mounted Police Regiment from São Paulo were recruited, but only nineteen volunteers (22.9 ± 2.3 years old) with no back pain history and no vertebral deformities were selected for this study. Three-dimensional movement analysis was performed with retro-reflective markers at L1, L3, S1 spinous processes, anterior-superior iliac spine, great trochanter, knee lateral fulcrus and lateral malleolus bilaterally, while dynamic surface electromyography recording was done in the lumbar extensors, hamstrings, and recto abdominal and recto femoris. Results: During movement with straight knees, the activity of lumbar extensors were synchronized with the hamstrings and alternated with the rectos abdominal muscles. The abdominal muscles contraction for 15 subjects took place at the end of trunk flexion, whereas for the other four

Recebido em 11 de Novembro de 2004, aceito em 05 de Dezembro de 2004

1 Médica fisiatra do Hospital da Polícia Militar do Estado de São Paulo.

2 Médica fisiatra, Diretora da DMR HC FMUSP.

3 Médica fisiatra assistente da DMR HC FMUSP.

4 Mestre e engenheiro da DMR HC FMUSP.

5 Fisioterapeuta da DMR HC FMUSP.

there was no activity recorded. The lumbar extensors activities were decreasing before the full flexion. Squatting reveals a substitution of the double bump activation pattern of the lumbar extensors by a continuous activation profile. Discussion: Inter-individuals and intra individual variations were observed and could to influence the examinations. Our results reflect the differences in lumbar-pelvic rhythm and muscular activation pattern between the two different conditions evaluated in all muscles studied. Conclusion: The lumbar-pelvic rhythm occurred in the two movements evaluated with an important participation of the hamstrings and paraspinal muscles.

KEYWORDS

biomechanics, kinematics, spine, electromyography, low back

INTRODUÇÃO

As alterações mecânico-posturais são apontadas como uma das causas de dor lombar baixa^{1,2,3,4}, sendo a sobrecarga uma das fontes conhecidas de lesão lombar imediata, juntamente com a fadiga mecânica secundária a movimentos repetitivos ou manutenção de uma postura estática incorreta, somados a alguns fatores psicossociais já descritos: stress, monotonia e insatisfação com o ambiente de trabalho^{5,6,7}.

Não há dados estatísticos nacionais sobre a incidência e prevalência da lombalgia na população militar. Brown et al⁷ comparou a prevalência de lombalgia em 1002 membros da polícia montada canadense com policiais motoristas de viatura, com outros que usavam o cinto com coldre e munição e com a população geral. Este concluiu que a prevalência de lombalgia dos membros da polícia montada é semelhante à população geral e aos outros policiais.

Os músculos isquiotibiais foram pouco estudados e há alguma divergência quanto à metodologia usada na sua avaliação, mas acredita-se que suas funções principais, além da flexão do joelho, sejam a desaceleração da flexão do quadril na fase de balanço da marcha e na flexão do tronco^{8,9,10,11}.

Os extensores espinhais não atuam isoladamente durante a extensão lombar, mas, juntamente com a musculatura isquiotibial. Esta última, atua na inclinação posterior da pelve e na restrição da anteriorização da mesma, durante movimentos de flexo-extensão da coluna, contribuindo para este movimento lombar e pélvico, ou ritmo lombar-pélvico^{4,9,10}.

Os estudos da biomecânica lombar têm desenvolvido modelos que procuram simular movimentos corporais da rotina diária, mas, ainda são limitados na representação da atividade muscular, principalmente na quantificação dos movimentos com contração não isométrica dos diversos segmentos corporais segundo Granata et al¹². As quantificações do traçado eletromiográfico têm sido realizadas com mais sucesso com as contrações isométricas, no entanto, os muitos movimentos do cotidiano, os quais requerem contrações repetitivas com baixa intensidade, sendo a minoria de isométricos, um dos grandes responsáveis por lesões variadas na coluna vertebral, segundo Mueller et al¹³. A quantificação das contrações isotônicas, presentes em muitos movimentos do cotidiano tem sido alvo de muitas pesquisas ainda em processo de

validação.

As avaliações da biomecânica lombar têm sido limitadas por itens de difícil mensuração como força muscular, tensão ligamentar e pressão intra-abdominal e carga à qual a coluna é submetida. Também são importantes os fatores antropométricos^{14,15} como peso, altura, bem como características como idade e sexo. Todos esses fatores são ainda fortemente influenciados por outros subjetivos como a presença de dor lombar^{4,16,17}, principalmente quando associados a características psicossociais de cada indivíduo avaliado^{2,4,5,7,8,14}, mesmo que por métodos validados na literatura científica.

Tais estudos analisam a cinemática e o comportamento muscular durante a mobilidade corporal segmentar ou global através de um sistema óptico-elétrico associados ou não a eletromiografia dinâmica de superfície (por exemplo, laboratórios de análise de movimento, também conhecidos como laboratório de marcha), os quais mostraram-se de grande valia para a compreensão do comportamento muscular que contribui para o ritmo de movimentação lombar e pélvico.

Os estudos com eletromiografia de superfície (EMG) têm sido realizados desde a década de 1950¹⁸ e demonstraram que durante a flexo-extensão da coluna lombar o movimento de flexo-extensão lombar é combinado com a inclinação da pelve, ou ritmo lombar-pélvico, o qual é controlado pelos músculos espinhal lombar e pelos músculos isquiotibiais, mas em diferentes tempos de atividade^{2,3,9,10,19}.

Sihvonen et al¹⁹ verificaram que nos últimos graus de flexão do tronco a atividade dos isquiotibiais é maior que os espinhais, ambos cessando sua atividade quando a flexão é totalmente alcançada durante a flexo-extensão com os joelhos estendidos. A atividade dos IQT durante a extensão do tronco inicia-se 40 milissegundos após a ativação dos espinhais.

Estudos sugeriram que esta alteração no ritmo lombar-pélvico dos indivíduos com antecedentes de lombalgia seja devida a uma alteração na atividade dos músculos isquiotibiais, com maior tensão^{9,10,20}, prejudicando a rotação da pelve nos estágios iniciais da extensão, produzindo uma maior extensão da pelve, porém sem relação com o comprimento destes músculos².

Essa mesma tecnologia foi usada em outros estudos^{18,21,22} que discutiram a postura lombar (com ou sem hiperlordose) e o stress através de medidas da pressão interna sobre a coluna vertebral durante a extensão do tronco, com flexão dos joelhos, na presença de carga progressiva, associado a quantificação da atividade eletromiográfica da musculatura paraespinhal, conforme descritos na revisão de Cheren⁵. Tais estudos mostraram que tanto a quantificação da atividade isométrica pelo EMG, como da pressão intra-abdominal dão fortes indícios que os grupos musculares da parede abdominal (reto-abdominais, oblíquos externo e interno) e os dorsolombares são elementos responsáveis pela configuração da lordose lombar bem como da estabilidade da coluna vertebral, principalmente nas situações de elevação progressiva de carga. No entanto, Cheren⁵ encontrou divergências entre dois estudos^{22,23} referente a se a hiperlordose lombar contribuiria com maior estabilidade da coluna lombar, com aumento progressivo de carga,

ressaltando as variações tecnológicas e metodológicas presentes na maioria dos trabalhos de análise de movimento.

Estudos comparativos sobre a melhor postura para o levantamento de carga são poucos e também com metodologia variada. Mueller et al¹³ estudaram a pressão intrabdominal e intramuscular do músculo paraespinhal e concluiu através da EMG com isométrico desses músculos, que a pressão intrabdominal e intramuscular aumenta com o aumento da carga. Houve também aumento de ambas pressões na postura de flexo-extensão com joelhos estendidos, o qual foi maior que na postura de agachamento, durante a elevação isométrica com carga progressiva. Dolan et al²⁴ concluíram que a velocidade do movimento do tronco, além da carga, eram fatores importante que podem também contribuir na etiopatogenia das lesões discais lombares.

Considerando os fatores descritos acima, o objetivo deste estudo é avaliação comparativa do ritmo lombar-pélvico em duas condições de simulação de levantamento de carga: durante a flexo-extensão do tronco com joelhos estendidos e no agachamento com os joelhos flexionados, em policiais militares do sexo masculino sem história de lombalgia.

CASUÍSTICA E MÉTODOS

Casuística

Trinta e seis alunos soldados admitidos no Regimento de Cavalaria da Polícia Militar do Estado de São Paulo em fevereiro de 2002 foram convidados a participar deste estudo. Todos os voluntários eram jovens do sexo masculino e foram submetidos a um mesmo treinamento físico (aulas de condicionamento, fortalecimento e alongamentos) e militar durante dez meses antes da avaliação inicial. Foram incluídos aqueles indivíduos que, na anamnese, negaram qualquer antecedente de dor lombar, não apresentavam desvios posturais (cifose, escoliose e gibosidades) e apresentaram ausência de anormalidades à radiografia de coluna lombar (espondilolisteses, espinha bífida, hemivértebras ou dismetrias de membros inferiores no escanograma, por exemplo).

A amostra inicial de 36 voluntários foi reduzida para apenas 19, pois houve a exclusão de indivíduos em virtude de antecedente de dor na região dorsolombar (9), pequenos desvios posturais (4), alterações radiológicas (4). Entre os voluntários que permaneceram no estudo, média de idade foi de $22,9 \pm 2,2$ anos, enquanto a média de altura foi de $176,5 \pm 6,6$ cm e de peso foi $73,4 \pm 10,0$ kg. A média de teste de Schober modificado foi de: $4,9 \pm 0,5$ cm e a média da prova índice-chão foi de $2,1 \pm 2,8$ cm. Todos os voluntários assinaram um “Termo de consentimento livre e esclarecido” indicando que concordavam com a participação no estudo.

Métodos

A avaliação clínica e radiológica, realizada em dezembro de 2002, incluiu: a observação da postura em ortostatismo de frente e perfil e a observação de postura em flexão máxima do tronco com

joelhos estendidos, para verificação de gibosidade, bem como aplicação de testes clínicos como teste de Schober modificado e prova índice-chão.

Para o estudo da cinemática, foram usados marcadores retro-refletivos posicionados sobre a pele, nas apófises espinhosas das vértebras L1, L3 e S1, e bilateralmente nas espinhas ilíacas ântero-superiores, nos trocânteres maiores, nos fulcros laterais dos joelhos e nos maléolos laterais.

Os eletrodos para a captação do sinal de EMGs da marca *Noraxon, Myosystem 2000* foram posicionados sobre o ventre muscular dos seguintes músculos na localização dos pontos motores: paravertebrais (há 2,0cm coluna vertebral), retos abdominais (supra e infraumbilicais), isquiotibiais (lateral e medial), reto anterior da coxa e eletrodo de referência localizado na região pré-tibial.

Foi realizada avaliação com equipamento de análise de movimento tridimensional, *Motion Analysis (MTA)*, conhecido como Laboratório de Marcha, para análise dos movimentos, ambos partindo da posição ortostática: de flexo-extensão do tronco com joelhos estendidos, no qual as pontas dos terceiros quirodáctilos alcançaram, os tornozelos e também flexo-extensão do tronco com agachamento (com flexão dos joelhos) simulando o pegar uma caixa sem a elevação da mesma.

Após treinamento, cada voluntário executou, por três vezes, cada movimento descrito acima. Para o processamento e gravação no *Software MTA*, cada voluntário teve seis segundos para executar cada movimento.

A análise estatística realizada comparando as médias e desvios-padrão foram feitas através do Teste t de Student, nas variações de velocidade angular (graus/seg), tempo (segundos) e Teste de Schober modificado (cm) e variante de Wilcoxon na variação do teste de Índice-chão (cm).

RESULTADOS

Análise cinemática

Conforme demonstra tabela 1, a comparação entre os tempos necessários para flexo-extensão nas duas posições não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,005$), tanto na flexão quanto na extensão. Já a velocidade angular comparativa mostrou que o movimento de agachamento foi significativamente maior que na flexo-extensão com joelhos estendidos ($p < 0,005$), tanto na flexão como na extensão (tabela 2).

Análise do EMG

Como pode ser observado no Figura 1, sobre os dados de EMG de superfície, os músculos paraespinhais cessaram sua atividade antes da flexão total e iniciam sua atividade na extensão segundos após o início do movimento de extensão, conforme linha de silêncio elétrico no centro de ambos os traçados dos músculos paraespinhais direito e esquerdo. A atividade do EMG na extensão foi maior. No mesmo gráfico, observou-se que os traçados dos

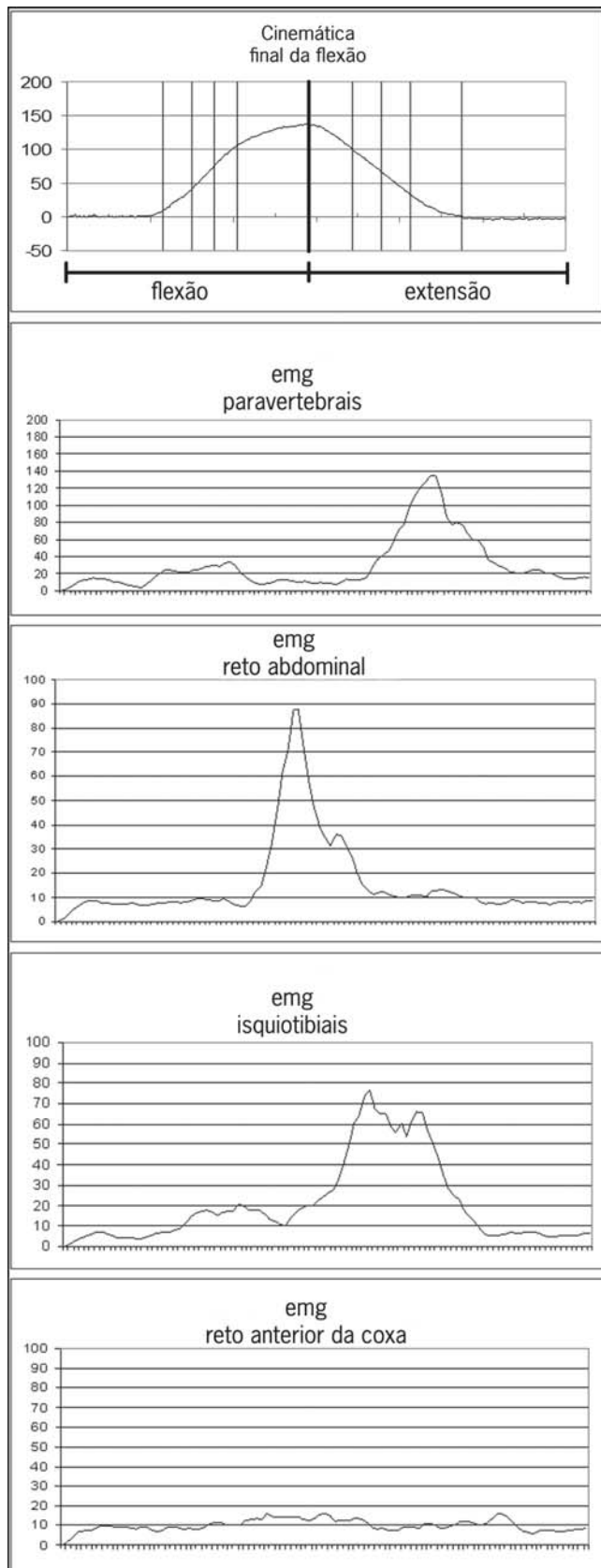


Figura 1
Joelhos estendidos.

Tabela 1
Análise comparativa do tempo de flexão e extensão do tronco com joelhos estendidos e flexionados (agachamento).

Tabela 1	Tempo de flexão (segundos)	Tempo de extensão (segundos)
Agachamento		
Média ± Desvio padrão	0,55 ± 0,11	0,53 ± 0,10
Mínimo-máximo	0,33 a 0,82	0,30 a 0,77
Joelhos estendidos		
Média ± Desvio padrão	0,53 ± 0,12	0,51 ± 0,10
Mínimo-máximo	0,33 a 0,80	0,32 a 0,78
p*	0,51	0,12

* p correspondente ao teste t de Student pareado.

músculos isquiotibiais comportaram-se de forma semelhante aos traçados dos músculos paraespinhais, também com atividade maior à extensão, porém discretamente anterior à ativação desses últimos. Durante a extensão do tronco, tal atividade do EMG pareceu iniciar junto com o movimento de extensão do tronco.

Com os joelhos estendidos não houve atividade do músculo reto abdominal em quatro voluntários. Nos outros, esta ocorreu apenas no final de flexão, quando não foram observadas atividades dos músculos paraespinhais. Conforme tabela 3, a diferença observada nos testes de flexibilidade não foi estatisticamente significativa ao comparar o teste de Schober modificado e a prova index-chão, bem como o IMC (Índice de Massa Corpórea) desses quatro voluntários com os outros quinze que apresentaram atividade do músculo reto abdominal ($p > 0.05$).

Não houve atividade eletromiográfica dos músculos retos anteriores das coxas durante todo o movimento de flexo-extensão com joelhos estendidos.

Conforme Figura 2, durante o agachamento a atividade EMG dos músculos paraespinhais foi contínua e discretamente maior durante a extensão do tronco. Comportamento semelhante observou-se com os músculos isquiotibiais, também com atividade

Tabela 2
Análise comparativa da velocidade angular de flexão e extensão do tronco com joelhos estendidos e flexionados (agachamento).

Tabela 2	Velocidade angular de flexão(Graus/segundo)	Velocidade angular de extensão(Graus/segundo)
Agachamento		
Média ± Desvio padrão	243,7 ± 64,67	246,4 ± 52,98
Mínimo-máximo	106,36 a 406,2	146,47 a 360,21
Joelhos estendidos		
Média ± Desvio padrão	210,0 ± 46,8	220,5 ± 41,50
Mínimo-máximo	123,39 a 345,19	141,96 a 326,99
p*	0,0019	0,0044

* p correspondente ao teste t de Student parado.

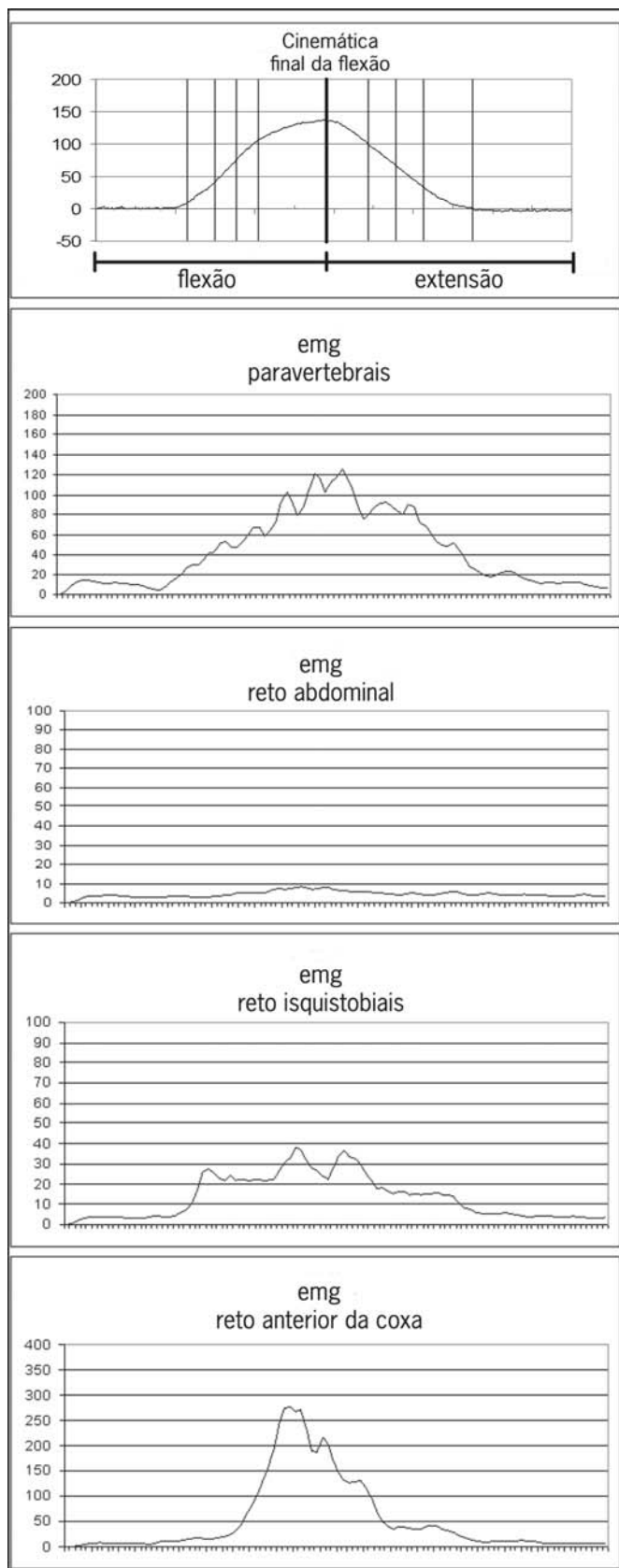


Figura 2
Joelhos fletidos (agachamento).

Tabela 3

Parâmetros clínicos comparativos entre indivíduos que apresentaram atividade do músculo reto abdominal durante a flexão do quadril, na posição de joelhos estendidos.

	Atividade do músculo reto abdominal durante a flexão		
	Presente(n=15)	Ausente(n=4)	p
Teste de Schober modificado (cm)	4,9 ± 0,54, 2 a 5,7	5,1 ± 0,54, 7 a 6,0	0,50*
Índice chão (cm)	2,4 ± 2,7-2,0 a 7,0	1,5 ± 3,1-3,0 a 4,0	0,21**
IMC (kg/m ²)	23,1 ± 2,918,7 a 28,4	24,4 ± 3,819,1 a 27,2	0,47*

*p correspondente ao teste t de Student para duas amostras independentes.

**p correspondente ao teste de Wilcoxon.

contínua durante todo o movimento.

Já os músculos quadríceps apresentaram atividade no final da flexão do tronco e no início da extensão do mesmo.

Os músculos abdominais não apresentaram atividade durante qualquer fase do movimento em nenhum voluntário.

DISCUSSÃO

A grande maioria dos estudos que avaliaram os movimentos da coluna vertebral, com ou sem modelos e tecnologias validadas na literatura internacional, referiram a presença dos fatores individuais influenciando nos resultados (cinemática e atividade do EMG).

Nosso estudo acabou avaliando uma amostra reduzida, o qual incorre em erro do tipo 2, que ocorre quando se trabalha com amostras muito pequenas. Nessas situações, diferenças reais, porém de pequena monta podem passar despercebidas, sendo consideradas estatisticamente não significativas, o que ocorreu em todas as análises comparativas realizadas. Nessa situação, rejeita-se uma hipótese verdadeira em decorrência de um artefato estatístico.

Quase todos os trabalhos encontrados utilizaram amostras pequenas, cerca de quinze a trinta voluntários. À exceção de Arena et al¹⁴, Rissanen et al^{4,25} e Sihvonen et al¹⁹, os quais avaliaram mais de cem pacientes de ambos os sexos e idades diversas, com e sem lombalgia de diversas etiologias. Ambos os estudos foram obrigados a estratificar as amostras, formando pequenas amostras mais homogêneas, semelhantemente ao nosso estudo.

Por este motivo este estudo procurou estudar uma amostra o mais homogênea possível, mesmo que isto fosse impossível: indivíduos do sexo masculino, sem antecedentes de dor lombar, sem deformidades a radiografia simples de coluna e ao escanograma de membros inferiores. Os dezenove voluntários avaliados pertenciam a uma mesma amostra populacional, ou seja, de profissionais militares que ingressaram num mesmo setor, Regimento de Cavalaria, numa mesma época, os quais foram submetidos a um mesmo treinamento físico e preparação militar durante dez meses antes de serem recrutados para a avaliação clínica inicial deste estudo.

Nowen et al⁸ citou em seu estudo os fatores emocionais e diferenças físicas, de sexo e antropométricas, avaliados respectivamente, através de questionários sobre dor e qualidade de vida e avaliações físicas, influenciando nos traçados

eletromiográficos, principalmente, na vigência de processos patológicos de coluna vertebral.

Nelson et al¹⁶, descreveu a presença de artefatos influenciando na aquisição dos movimentos, como o movimento da pele e do peso corporal. Tais artefatos no nosso estudo foram visualizados através da mobilidade dos marcadores e sensores de EMG durante a execução dos movimentos, tanto na flexo-extensão como no agachamento. No agachamento as presenças dos fatores individuais foram mais marcantes. Embora cada indivíduo tenha sido previamente treinado e orientado antes da gravação dos resultados, foi impossível eliminar a forma com que cada indivíduo executa o agachamento.

Por exemplo, alguns indivíduos apresentaram rotação externa do fêmur no pico do agachamento por vezes, com a coluna lombar mais retificada, enquanto outros apresentaram maior flexão do tronco, devido às variações individuais, que no nosso estudo foram impossíveis de eliminar. Uma tentativa de padronização acarretou movimentos não naturais para alguns e até desequilíbrios para outros.

Cinemática

Tanto na flexo-extensão com os joelhos estendidos como no agachamento, ocorreu a presença do movimento lombar e pélvico. Embora vários estudos tenham avaliado comparativamente a flexo-extensão com joelhos estendidos, de indivíduos com e sem lombalgia, de ambos os sexos e de idades variando de jovens a idosos, e tenham relatado alterações na mobilidade lombar e pélvica causada, principalmente, por uma maior restrição na mobilidade da pelve e, conseqüentemente, uma maior velocidade no movimento da coluna lombar no início do movimento de extensão, conforme estudos de McClure et al, em 1997³ e Esola et al em 1995². Na extensão, alguns trabalhos mostraram que, a partir da flexão total, ocorre inicialmente a rotação posterior da pelve seguido da extensão do tronco, segundos após.

Nosso estudo sugere que para se pegar um objeto no chão o agachamento apresenta maior velocidade, conforme achado estatisticamente significativo. Dolan et al²⁴, em seu estudo sugere que a velocidade do movimento também pode contribuir para lesão dos complexos discos intervertebrais, durante o movimento de agachamento com diferentes cargas e velocidade de execução mas, não fez comparação com outros movimentos e sim, com posturas estáticas para analisar as contrações isométricas deste. No entanto, sabe-se que os músculos isquiotibiais são biarticulares e sua ação além da flexão do joelho, atua na extensão da pelve. Segundo Kapandji²⁶, a tensão deste músculo ocorre progressivamente, à medida que a pelve flexiona mais que 90°, ocorrendo um aumento da eficácia dos isquiotibiais em flexionar o joelho, o que pode contribuir para este aumento na velocidade angular.

Mueller et al¹³ descreveram que o movimento com agachamento apresenta menor pressão intramuscular e intrabdominal que na flexo-extensão com joelhos estendidos. Porém, este realizou seu estudo com movimentos isométricos, que ocorre com menor freqüência no dia a dia.

EMG

A queda súbita da atividade do EMG paraespinal observada na extensão do tronco, durante o movimento de flexo-extensão com os joelhos estendidos, é conhecido com o fenômeno de "Flexão-Relaxamento". Este fenômeno parece também ser responsável pela estabilidade lombar.

Duas razões podem explicar tal fenômeno: a limitação na mobilidade da vértebra lombar durante o movimento e as repetições e a distensão dos ligamentos intervertebrais, articulações facetárias e da musculatura local, os quais foram também descritos nos estudos de Gracovetsky et al^{21,22}.

Ao analisar o traçado EMG dos paraespinais de cada voluntário observou-se que o movimento de extensão iniciou-se pouco antes da atividade destes músculos extensores. A EMG durante a extensão, no nosso estudo, mostrou a atividade dos músculos extensores lombares foi maior que durante a extensão, provavelmente, devido a resistência imposta pela gravidade.

Sihvonen et al¹⁹ em seu estudo observou a participação de outros músculos, principalmente, dos músculos isquiotibiais na rotação da pelve. No seu estudo comparativo com indivíduos com antecedentes de dor lombar, este sugeriu a presença de uma menor mobilidade da pelve devido a uma maior tensão nos músculos isquiotibiais, nestes últimos pacientes.

No presente estudo, os músculos isquiotibiais durante a flexo-extensão foi semelhante ao comportamento muscular dos músculos paraespinais, com maior atividade também na extensão. No entanto, sua atividade pareceu concentrar-se mais no final da flexão e no início da extensão.

Sua atividade, porém, iniciou-se pouco antes do movimento de extensão, influenciando na rotação da pelve. Tal fenômeno também foi observado por Portnoy, em 1955¹⁹ e Sihvonen et al¹⁹ e, indiretamente por McClure et al³ e Esola et al². Estes últimos realizaram estudos apenas com análise cinemática.

Estudos avaliando exclusivamente o movimento de agachamento, não foram localizados, mas sim o avaliaram com a presença de cargas e avaliação isocinética, com ou sem EMG. Nosso estudo procurou realizar uma simulação para se pegar peso de uma forma considerada correta, porém sem a presença de carga.

No agachamento, os músculos paraespinais apresentaram uma atividade contínua, discretamente maior à extensão, mas sem o aparente silêncio elétrico observado na flexo-extensão com joelhos estendidos.

Toussaint et al²⁰ realizaram estudo utilizando um aparelho de exercício cinético, com carga progressiva, para simular o levantamento de peso, analisando também a EMG no movimento isométrico. Assim, como no nosso estudo do movimento com os joelhos estendidos, Toussaint et al²¹ observaram, a presença de movimentos iniciais do quadril no início da extensão. A atividade do EMG dos músculos isquiotibiais foi menor, porém também tendendo a uma atividade contínua e maior na extensão do tronco, demonstrando mais uma vez a influência destes músculos na rotação da pelve e, portanto no ritmo lombar e pélvico.

Quinze voluntários apresentaram atividade da musculatura reto abdominal que apareceu no final da flexão com joelhos estendidos, quando já não havia atividade dos músculos paraespinais.

Uma explicação, é que esses voluntários poderiam compensar a baixa flexibilidade da coluna lombar com a contração abdominal no final da flexão. Entretanto, os voluntários sem atividade eletromiográfica do reto abdominal não apresentaram significância estatística nos testes de flexibilidade (Schober modificado e prova índice-chão). A outra, a semelhança dos estudos de Granata et al, 2001¹² e Lavender et al²⁷ seria a atividade de co-contracção antagonista do músculo reto abdominal em relação aos paraespinais na flexo-extensão contribuindo não só na estabilização da coluna vertebral, mas também no equilíbrio da pressão intraabdominal, diminuindo o stress sobre a coluna.

Estudos avaliando a atividade eletromiográfica dos músculos retos abdominais são pouco e associados, juntamente com os músculos oblíquos nos estudos sobre estabilidade da coluna vertebral principalmente na presença de carga. Nosso estudo mostrou que no agachamento a atividade EMG do músculo reto abdominal foi inexistente. McGill et al²³ sugerem que no agachamento com carga, o componente flexor do tronco, necessário para a estabilidade da coluna, esteja associado mais aos músculos psaos seguido dos músculos oblíquos.

Os músculos retos anteriores da coxa não tiveram atividade durante todo o movimento na flexo-extensão com os joelhos estendidos. Porém no agachamento houve uma atividade dos músculos retos anteriores das coxas, também mais intensa à extensão, mas não foram localizados estudos avaliando tal músculo neste movimento de agachamento. Acredita-se, que o músculo reto-anterior da coxa seja responsável pela piora da lordose quando encurtado, segundo Simm⁶, por isto nossa escolha em estudá-lo, mas sua contribuição no ritmo lombar e pélvico foi pobre.

No nosso estudo, não utilizamos um modelo postural, mas as variações observadas durante os exames de agachamento, o que sugere a necessidade de se propor um outro estudo, ao nível de reabilitação, se a flexão dos joelhos não são suficientes para proteção das estruturas da coluna lombar baixa, além de uma orientação correta de como se abaixar para carregar um peso visto a curva da cinemática e atividade do EMG, sugerir a presença de stress sobre tais estruturas.

CONCLUSÃO

Este estudo permitiu a verificação da participação dos músculos isquiotibiais e extensores da coluna como principais responsáveis pelo ritmo lombar e pélvico nos movimentos de flexo-extensão do tronco, seja com os joelhos estendidos ou no agachamento. Os retos abdominais não tiveram participação importante provavelmente devido ao tipo de movimento realizado, onde a gravidade auxiliou a flexão do tronco, mas foi possível verificar que algumas vezes sua contração é presente. Por fim, os retos femorais não apresentaram qualquer tipo de participação no ritmo

lombar e pélvico. Este estudo lançou mão apenas de voluntários saudáveis, treinados, jovens e do sexo masculino, assim a correlação destes resultados com situações de doença exigem a sua expansão para outros grupos a fim de se identificar quais fatores podem estar associados com a dor e disfunção lombar.

AGRADECIMENTOS

A todos os voluntários que participaram e ajudaram neste estudo: aos seus comandantes oficiais e praças e ao oficial chefe e praças da unidade de saúde, todos pertencentes ao Regimento de Cavalaria Nove de Julho da Polícia Militar do Estado de São Paulo.

Aos oficiais de saúde comandantes da: Diretoria de Saúde, Centro Médico e Hospital da Polícia Militar do Estado de São Paulo pela viabilização deste trabalho.

BIBLIOGRAFIA

1. Dueker AJ, Ritchie SM, Knox TJ, Rose SJ. Isokinetic trunk testing and employment. *J Occup Med* 1994; 36(1): 42-8.
2. Esola M A, McClure PW, Fitzgerald G K, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine* 1996; 21(1): 71-8.
2. Gajdosik RL. Letters to the Editor: Was hamstrings muscle stiffness measured? *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1004.
3. McClure PW, Esola M, Schreiber R, Siegler S. Kinematic Analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine* 1997; 22(5): 552-58.
4. Rissanen A, Alaranta H, Sainio P, Harnoken H. Isokinetic and non-dynamometric tests in low back pain patients related to pain and disability index. *Spine* 1994; 19 (17): 1963-67.
5. Cheren AJ. A Coluna vertebral dos trabalhadores. Alterações da coluna relacionadas com o trabalho. *Med Reab* 1992; 31: 17-25.
6. Simm KTA. Estudo da relação entre a acentuação da lordose lombar e condição muscular abdominal, dorso-lombar e glútea. *R Bras Ci e Mov* 1988; 2(3): 14-18.
7. Brown JJ, Wells A, Trottier AJ, Bonneau J, Ferris B. Back pain in a large Canadian police force. *Spine* 1998; 23(7): 821-27.
8. Nowen A, Bush C. The Relationship between paraspinal EMG and chronic low back pain. *Pain* 1984; 20: 109-23.
9. Perret C, Poirandeauss S, Fernanian J, Revel M. Pelvic mobility when bending forward in standing position: validity and reliability of 2 motion analysis devices. *Arch Phys Med Rehabil* 2001. 82: 221-26.
10. Travell JG, Simons DG. *Myofascial pain and dysfunction*. Volume 2. Baltimore: William & Wilkins, 1992.
11. Freivalds A, Chaffin DB, Garg A, Lee KS. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J Biomechanics* 1982; 17(4): 251-62.
12. Granata KP, Marras WS. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *J Biomechanics* 1995; 28(11): 1309-17.
13. Mueller G, Morlock MM, Vollmer M, Honl M, Hille E, Schneider E. Intramuscular pressure in the erector spinae and intra-abdominal pressure related to posture and load. *Spine* 1998; 23(23): 2580-90.
14. Arena JG, Sherman RA, Bruno G M, Young TR. Electromyographic recordings of 5 types of low back subjects and non-pain controls in different positions. *Pain* 1989; 37: 57-65.
15. Estlander A, Vanharanta H, Moneta GB, Kaivanto K. Anthropometric variables, self-efficacy beliefs, and pain and disability ratings on the isokinetic performance of low back pain patients. *Spine* 1994; 19(8): 941-7.
16. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995. 20(2); 199-204
17. Keller A, Johansen JG, Hellesnes J, Brox JI. Predictors of isokinetic back muscles strength in patients with low back pain. *Spine* 1999; 24(3): 275-280.

18. Portnoy H, Morin F. Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. *J Physiol* 1955; 122-26.
19. Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstrings muscles during lumbar-pelvis rhythm. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78: 486-90.
20. Toussant HM, de Winter AF, de Haas Y, de Looze MP, Van Dieën JH, Kingma I. Flexion relaxation during lifting: implications for torque productions by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *J Biomechanics* 1995; 28(2): 199-210.
21. Gracovetsky S, Kary M, Pitchen I, Levy S, Ben Said R. The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion-extension exercises. *Spine* 1989; 14(4): 412-16.
22. Gracovetsky S, Kary M, Pitchen I, Levy S, Ben Said R, Helie J. Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts. *Spine* 1990; 15(12): 1333-39.
23. McGill S, Jucker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomechanics* 1996; 29 (11): 1503-07.
24. Dolan P, Earkey M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J Biomechanics* 1994; 27(10): 1237-48.
25. Rissanen A, Kalimo H, Alaranta H. Effect of intensive training on the isokinetic strength and structure of lumbar muscles in patients with low back pain. *Spine* 1995; 20(3): 333-40.
26. Kapandji IA. Cuadernos de Fisiología Articular. Miembro Inferior. Primera edición. Barcelona: Toray-Mason, 1970.
27. Lavender SA, Shakeel K, Anderson GBJ, Thomas JS. Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitments after unexpected sudden loading. *Spine* 2000; 25(12): 1569-78.