

Relevancia del problema de control motor y reconsideración del protocolo NIOSH en las tareas con manipulación manual de cargas

K. GIANIKELLIS¹, A. GÁLVEZ¹, A. BOTE¹, A. MORENO²

¹Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía.

²Servicio de Prevención de Riesgos Laborales. Universidad de Extremadura.

Resumen

En este trabajo de investigación se ha analizado la manipulación manual de cargas utilizando los sistemas electrónicos y tecnologías desarrolladas en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y Ergonomía de la Universidad de Extremadura que han permitido medir la geometría del movimiento y el nivel de esfuerzo que suponen estas tareas. Los resultados obtenidos corroboran todas las hipótesis establecidas respecto de la intervención de los músculos analizados y su relación con el problema de control de los movimientos. Además los resultados sugieren una discusión científica sobre la fiabilidad del protocolo NIOSH que tendría que tener en cuenta la calidad de control postural en la manipulación manual de cargas y de la técnica en la determinación del nivel de riesgo de padecer problemas músculo – esqueléticos. Concluyendo se puede afirmar que en Extremadura se dispone de una metodología científica altamente fiable que permite analizar y evaluar tareas que incluyen manipulación manual de cargas que puede ser de mucha utilidad tanto para la prevención de riesgos laborales como para la formación de los prevenciónistas.

Palabras clave: Biomecánica ocupacional, control motor, intervención muscular, manipulación manual de cargas, protocolo NIOSH.

Introducción

La manipulación manual de cargas como una de las tareas más extendidas en el ámbito laboral ha sido objeto de numerosos estudios científicos para determinar el nivel de riesgo de lesiones músculo-esqueléticas y mejorar los procedimientos de prevención de riesgos laborales. En este sentido, hoy en día, se utiliza frecuentemente el protocolo NIOSH para determinar el peso límite recomendado (RWL) y el índice de levantamiento (LI) como estimador de la carga física asociada a la tarea de manipulación manual. Sin embargo el mencionado protocolo no tiene en cuenta, por un lado, la

estabilidad postural y el control de los movimientos del operador cuando se cuando se manipulan objetos y contenedores con masa inestable, y, por otro lado, el sentido de la trayectoria que describe la carga manipulada (ascendente o descendente). El objetivo principal de este trabajo de investigación ha sido analizar biomecánicamente el gesto de manipulación manual de cargas para indagar en las citadas cuestiones y posicionarse críticamente respecto del protocolo NIOSH y su fiabilidad.

Metodología

En el estudio han participado 12 sujetos voluntarios, estudiantes de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Extremadura que han sido instruidos sobre como manejar una caja de peso 100 N en diferentes situaciones. Todos los sujetos se encontraban sanos en el momento de realizar los ensayos experimentales, y ninguno de ellos tenía historial clínico relacionado con trastornos músculo – esqueléticos.

Correspondencia:

Laboratorio de Biomecánica del movimiento humano y de Ergonomía. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Extremadura.
Av. De la Universidad s/n., 10071, Cáceres.
e-mail: kgiannik@unex.es

Se ha realizado un diseño experimental *factorial fraccionado*, compuesto por cuatro factores a dos niveles cada uno. La definición de los niveles de las variables localización horizontal, distancia vertical y ángulo de asimetría, se ha basado en el trabajo publicado por Dempsey et al. (2003). La fracción factorial empleada ha sido del tipo 2^{K-1} . La definición y aleatorización de los tratamientos de la muestra se ha realizado en el entorno STATGRAPHICS PLUS v.5.1 para WINDOWS.

Las variables incluidas en el diseño experimental, localización horizontal, distancia vertical recorrida y ángulo de asimetría, son los que incorpora la ecuación establecida por el National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) de los Estados Unidos para calcular el índice de riesgo de lesión músculo-esquelético en tareas que incluyen manipulación manual de cargas. Sin embargo, la citada ecuación de NIOSH no contempla la inestabilidad de la carga, aunque el propio instituto la cita como una limitación, en cuanto a lo que se refiere a la manipulación de carga con masa líquida o en general inestable. En este sentido, este estudio plantea, entre otras cosas, la experimentación con el objetivo de discernir el efecto del factor inestabilidad sobre el nivel de esfuerzo muscular que supone la manipulación manual en las condiciones experimentales. Por último, se ha planteado la relevancia que puede tener para la manipulación manual de cargas, el

sentido de la trayectoria descrita por la carga mecánica, ascendente («lifting») o descendente («lowering»). Por lo tanto las variables se definen de la siguiente manera:

- *La localización horizontal (51cm y 33 cm):* la distancia que hay desde el punto medio entre los tobillos hasta el punto medio que definen las dos asas de la carga.

- *La distancia vertical recorrida (56 cm y 16 cm):* el valor absoluto de la diferencia entre el origen y el destino vertical (tomado entre el punto medio de las asas de la carga).

- *El ángulo de asimetría (0° y 45°):* ángulo entre la línea sagital, desde una postura neutra del sujeto, y la línea asimétrica (definida por el punto medio de los dos tobillos como origen y la proyección del punto medio de la caja sobre la superficie).

- *El contenido de la caja:* masa sólida (estable) o líquida (inestable).

En las sesiones experimentales (Fig. 2) la calidad de agarre se ha fijado como buena mientras que la duración de la manipulación se ha fijado en 3s tanto para la trayectoria ascendente como descendente. Especial atención se ha prestado a garantizar la similitud en la ejecución del movimiento de manipulación usando un metrónomo que definía el ritmo de ejecución de las manipulaciones. Para evitar la aparición de la fatiga muscular, los sujetos descansaban entre cada una de las tres repeticiones del mismo tratamiento, entre 1 y 1,5 minutos,

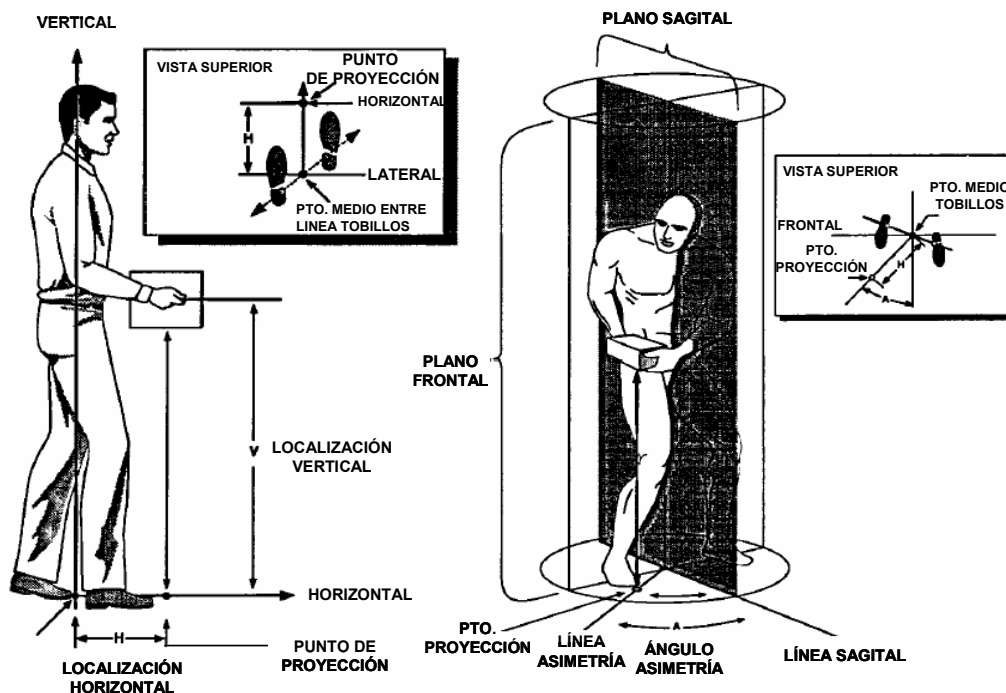


Figura 1. Representación de las diferentes localizaciones (izquierda), y del ángulo de asimetría (derecha). (Adaptado de Waters et al. 1994)

mientras que entre cada uno de los 8 tratamientos, el tiempo de descanso era de 3 minutos.

Para cubrir los objetivos de la investigación se han utilizado las siguientes técnicas instrumentales:

- Un sistema de dos plataformas de fuerzas, instrumentada con captadores de fuerza de tipo extensométrico, que han permitido registrar las fuerzas de reacción con el suelo así como la

variación de la posición del centro de presión (CoP) durante las fases de ejecución de la manipulación «lifting» y «lowering» (Fig. 3), y

- Un sistema de Electromiografía (EMG) con electrodos de superficie para determinar la intervención muscular de los músculos trapecio y erector spinae (derecho e izquierdo) durante el desarrollo de la manipulación de cargas (Fig. 4)

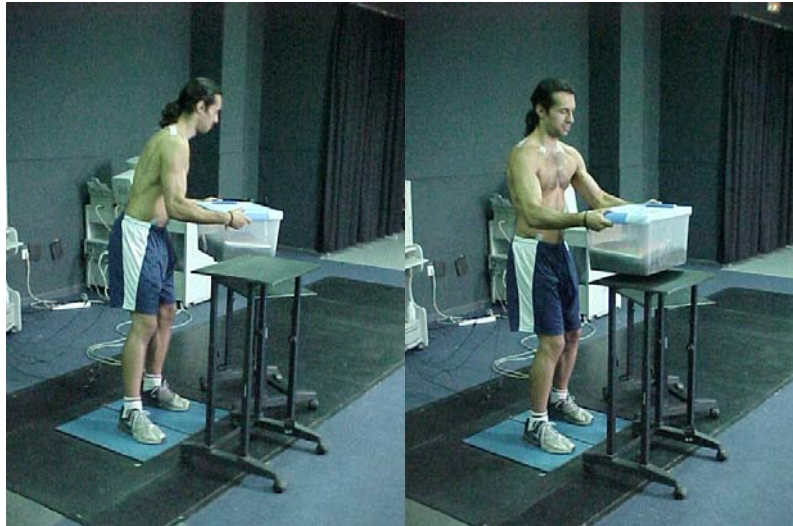


Figura 2. Sesión experimental en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía

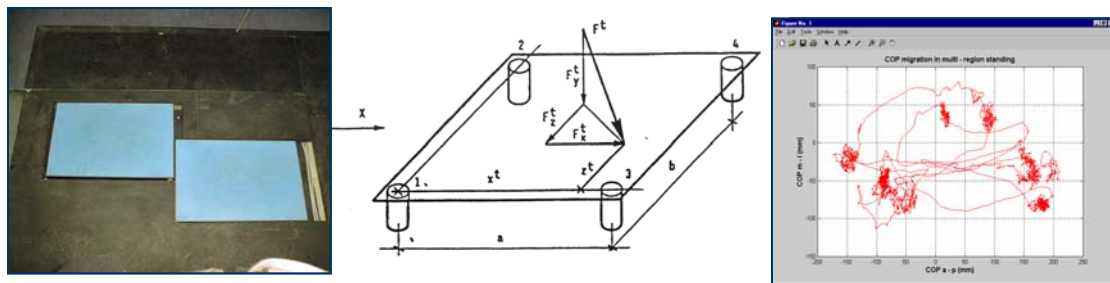


Figura 3. Plataformas de fuerzas y determinación de las componentes de la fuerza de reacción y del centro de presión (CoP)

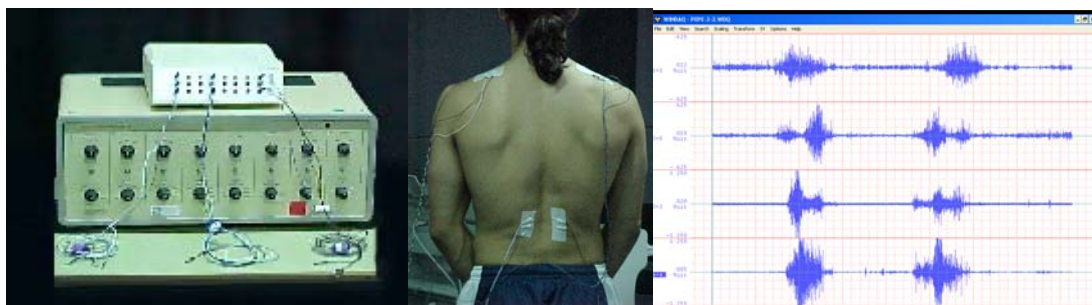


Figura 4. Sistema de EMG utilizado durante la realización de los ensayos de manipulación de carga y detalle de la ubicación de los electrodos (arriba). Señal de EMG registrada en un gesto de «lifting» y de «lowering» que incluía giro (abajo)

En este estudio se han utilizado dos plataformas DINASCAN 600M a frecuencia de muestreo de 150 Hz, que ha permitido registrar la evolución de la posición del centro de presión durante la ejecución tanto del «lifting» como del «lowering» en las diferentes situaciones de manipulación de cargas. El error estimado en el cálculo de la posición del CoP, tanto en la dirección antero – posterior (Y) como en la medio – lateral (X) fue menor de ± 2 mm. La evaluación de la estabilidad durante la manipulación se ha realizado en función de los desplazamientos del centro de presión (CoP) en las direcciones anteroposterior y mediolateral (X_m , SD_x , Y_m , SD_y) durante el «lifting» y el «lowering». A partir de estos datos se pueden obtener estimadores como la superficie que describe la posición del centro de presión o la longitud del recorrido total, entre otros. Para la determinación de la intervención muscular de los músculos erector spinae y porción superior del trapecio (Fig. 5) por su intervención relevante en las zona lumbar y cuello – hombros, se ha utilizado un sistema de EMG desarrollado en el laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía empleando electrodos de superficie de cloruro de plata (AgCl) de diámetro de 0,5 cm. El amplificador diferencial tiene impedancia de entrada superior a 100 Mohm y ganancia variable de 10 a 10000, con «factor de rechazo al modo común (CMRR)» de 90 dB, cuya respuesta en frecuencia está entre 10 y 2000 Hz. El filtrado de los datos se lleva a cabo por «filtros de paso-alto» de 10 o 100 Hz, «filtros paso-bajo» de 300, 1000 y 2000 Hz, y un filtro que elimina el «ruido» introducido por la «red» a los 50 Hz. (notch filter). La señal preamplificada de los registros originales se amplifica y se «filtra» con el objetivo de mejorar la relación «señal/ruido» y se almacena

para su posterior procesamiento digital. En este sentido, el sistema emplea una tarjeta de adquisición de DI-200/PGH de 12-bit. Para este estudio se ha definido la frecuencia de muestreo a 1200 Hz por canal con ganancia de 2000, usando un filtro «paso banda» (10 – 1000 Hz) ubicando los electrodos a una distancia de 2 cm entre si. Una vez registrados todos los datos de las medidas y después de la eliminación de la información debida a los errores aleatorios utilizando procedimientos de «filtrado» o «suavizado» de los datos, se calculan las variables del estudio. Los parámetros calculados para cada gesto, en función de los cuales se ha realizado el análisis biomecánico del «lifting» y del «lowering» son (Fig. 6): el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de ordenadas (X), el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de abscisas (Y), el *desplazamiento medio total* del punto de aplicación, desde el origen, en línea recta, el *área barrida*: la *distancia recorrida* por el centro de presión, y la *velocidad media* del desplazamiento del centro de presión.

Una vez registrados todos los datos de las medidas y después de la eliminación de la información debida a los errores aleatorios utilizando procedimientos de «filtrado» o «suavizado» de los datos, se calculan las variables del estudio. Los parámetros calculados para cada gesto, en función de los cuales se ha realizado el análisis biomecánico del «lifting» y del «lowering» son (Fig. 6): el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de ordenadas (X), el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de abscisas (Y), el *desplazamiento medio total* del punto de aplicación, desde el origen, en línea recta, el *área barrida*: la *distancia recorrida* por el centro de presión, y la *velocidad media* del desplazamiento del centro de

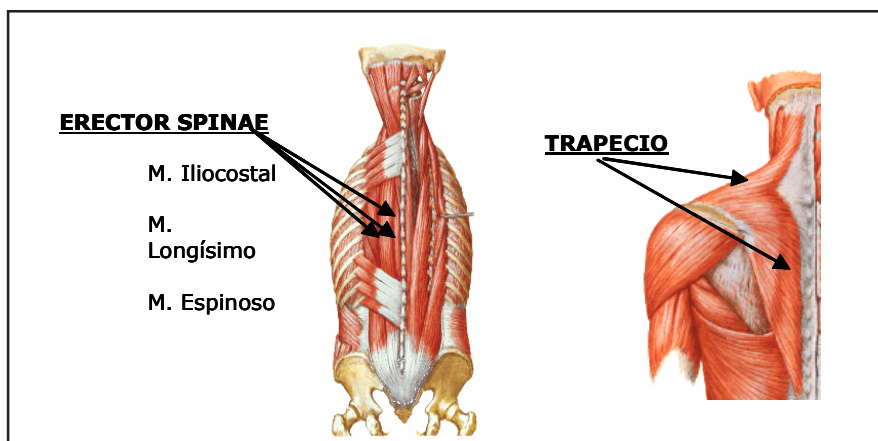


Figura 5. Músculos *erector spinae* y *trapezio*

presión. Los parámetros calculados para cada gesto, en función de los cuales se ha realizado el análisis biomecánico del «lifting» y del «lowering» son (Fig. 6): el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de ordenadas (X), el *desplazamiento medio* del punto de aplicación en el eje de abscisas (Y), el *desplazamiento medio total* del punto de aplicación, desde el origen, en línea recta, el *área barrida*: la *distancia recorrida* por el centro de presión, y la *velocidad media* del desplazamiento del centro de presión. Respecto de la evaluación del EMGrama y de la intervención muscular se ha calculado el valor de la raíz de la media cuadrática (RMS_{EMG})

$$RMS_{EMG} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} S^2(f) dt} \quad mV$$

, que físicamente representa la raíz cuadrada de la potencia media de la señal para un intervalo de tiempo determinado. Este estimador temporal proporciona información respecto al número de unidades motoras reclutadas durante una contracción muscular voluntaria, puesto que no se ve afectado por la superposición de los potenciales de acción de la unidad motora (MUAPTs). Los valores de este parámetro han sido normalizados para cada sujeto y para cada músculo, considerando el 100% al valor máximo obtenido de entre todos los tratamientos realizados. En este sentido ha sido utilizado el programa «BiomSoft» desarrollado en

entorno MATLAB 5.3 por el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y Ergonomía (Gianikellis, K., et al. 2001). Para el tratamiento estadístico de todos los parámetros relacionados con el nivel de intervención muscular del erector spinae y trapecio, del lado izquierdo y derecho, así como los relacionados con la evolución del centro de presión se ha utilizado el STATGRAPHICS PLUS v.5.1 y el SPSS v.11.0. Concretamente, se han utilizado a) *técnicas de estadística descriptiva*, para conocer el orden de magnitud del nivel de intervención muscular de los músculos estudiados durante los gestos de «lifting» y del «lowering», b) *pruebas t-student para muestras relacionadas*, para conocer si existen o no diferencias significativas entre los dos gestos estudiados, así como entre los músculos erector spinae y trapecio, derecho e izquierdo, c) *análisis correlacional*, que ha permitido correlacionar el nivel de la intervención de cada uno de los músculos estudiados, así como con la estabilidad postural.

Resultados y Discusión

El análisis estadístico de los resultados permite afirmar que: a) *la tensión de los músculos varía significativamente según el sentido de movimiento de la carga* ($p < .000-.009$). Como se puede observar (Tabla 1), existen diferencias estadísticamente significativas entre el gesto del «lifting» y del «lowering» para el nivel de intervención muscular de los músculos erector

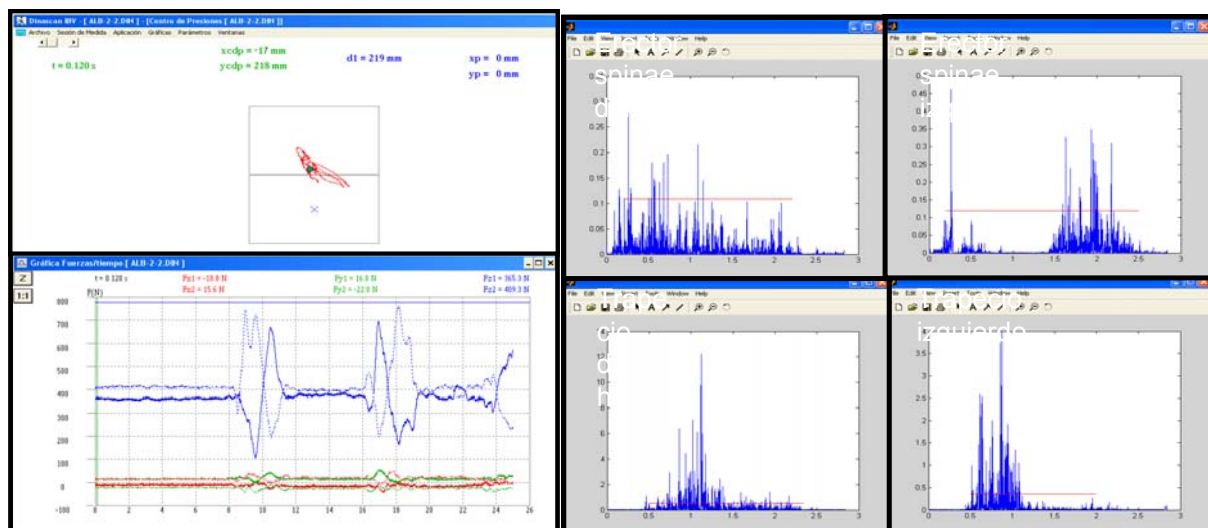


Figura 6. Representación gráfica (A) de la evolución del centro de presión y de las fuerzas de reacción durante la ejecución de un «lifting» y un «lowering» y (B) de una señal de EMG rectificada para el erector spinae derecho (arriba izquierda) e izquierdo (arriba derecha) y el trapecio derecho (abajo izquierda) y el izquierdo (abajo derecha). La línea roja corresponde al nivel de la RMS_{EMG} .

izquierdo ($p<.000$), trapecio derecho ($p<.000$) y trapecio izquierdo ($p<.009$). Concretamente, el nivel de intervención muscular es mayor en el gesto del «lifting» en el trapecio derecho, mientras que en el trapecio y erector izquierdo es mayor en el «lowering».

Destacar que, mientras que en el trapecio izquierdo el nivel de intervención muscular aumenta en el gesto del «lowering», en el trapecio derecho éste disminuye respecto al nivel de intervención muscular que presentan en el «lifting». Posiblemente, estas diferentes tendencias en la diferencia de las medias de los trapecios de ambos lados, entre el gesto del «lifting» y del «lowering», se encuentren relacionadas con la intención de sujeto de acomodar la caja en su lugar de destino. De esta forma, en el gesto del «lowering», los sujetos inclinarían la carga hacia el lado derecho, puesto que el nivel de intervención muscular del trapecio del lado izquierdo es mayor en este gesto, al tiempo que en el trapecio derecho es menor. No obstante, sería aconsejable realizar un análisis cinemático del gesto para corroborar esta hipótesis, en función de la evolución de la aceleración en los diferentes tramos de la trayectoria de la caja. Este resultado sugiere la diferenciación entre la trayectoria ascendente y descendente del peso en la manipulación manual de cargas, aspecto que no considera la ecuación del protocolo NIOSH. b) respecto a las variables *distancia horizontal*, *asimetría* y *distancia vertical*, se ha visto que influyen significativamente sobre el nivel de la intervención del músculo *erector spinae* en la «subida», mientras que la variable *distancia vertical recorrida* se correlaciona con el nivel de

intervención del músculo trapecio para ambos sentidos del movimiento de la carga ($p<.0000-.0173$). c) respecto al *tipo de la carga* (sólido o líquido), se han encontrado diferencias significativas en el nivel de intervención del erector spinae izquierdo en la «bajada» ($p<.0293$). Por último, se destaca la especial relevancia de este estudio que permite, por primera vez, correlacionar la intervención muscular con el nivel de control postural en la manipulación manual de cargas ($p<.000-.048$), hecho que sugiere que la técnica de manipulación es un factor a tener muy en cuenta en la determinación del nivel de riesgo de padecer problemas músculo – esqueléticos. Concretamente el análisis estadístico ha permitido establecer correlaciones, por un lado, entre la intensidad de intervención de los diferentes músculos y la estabilidad postural (Tablas 2, y 3).

Tanto en el «lifting» como en el «lowering» se observa que cuando se activa el músculo del erector de un lado, lo hace el trapecio del otro. Este hecho podría ser atribuible a las funciones neuromusculares que tienen como objetivo coordinar los movimientos y mantener la trayectoria, evitando las oscilaciones laterales de la carga. Por último, el registro de la trayectoria del centro de presión (análisis estabilométrico) sobre la base de apoyo de los sujetos ha permitido, por primera vez, correlacionar la intervención muscular del erector spinae y del trapecio de ambos lados con la calidad de control postural en la manipulación manual de cargas, hecho que sugiere que la técnica de manipulación es un factor a tener en cuenta en la determinación del nivel de riesgo de padecer problemas músculo – esqueléticos.

	Media	Error típ. de la media	95% intervalo de confianza para la diferencia		T	GL	Sig. (bilateral)
			Inferior	Superior			
Erector derecho	-0,48	0,99	-2,43	-0,48	-0,481	287	0,631
Erector izquierdo	-7,04	0,78	-8,58	-7,04	-8,997	287	0
Trapecio derecho	4,89	1,28	2,36	4,89	3,806	287	0
Trapecio izquierdo	-2,81	1,06	-4,9	-2,81	-2,643	287	0,009

Tabla 1. Prueba *t-student* para muestras relacionadas entre el nivel de intervención muscular del gesto del «lifting» y del «lowering»

Parámetros de estabilometría correlacionados LINEALMENTE con la INTERVENCIÓN MUSCULAR	Nivel de significación	
	P < .05 (*)	P < .01 (**)
	Coeficiente de correlación lineal	
LIFTING		
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .037 (*)	r = -.142
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Erector izquierdo	P < .002 (**)	r = .206
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Trapecio derecho	P < .049 (*)	r = -.134
Desplazamiento medio en Y – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .000 (**)	r = .326
Desplazamiento medio en Y – RMS _{EMG} Erector izquierdo	P < .000 (**)	r = -.288
Área barrida – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .000 (**)	r = .302
Área barrida – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .000 (**)	r = .322
Área barrida – RMS _{EMG} Erector izquierdo	P < .003 (**)	r = -.204
Área barrida – RMS _{EMG} Trapecios	P < .003 (**)	r = .202
Distancia recorrida – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .002 (**)	r = .208
Distancia recorrida – RMS _{EMG} Trapecios	P < .023 (*)	r = .155
Velocidad media – RMS _{EMG} Erectores	P < .018 (*)	r = .161
Velocidad media – RMS _{EMG} Trapecios	P < .005 (*)	r = .188

Tabla 2. Correlaciones entre parámetros estabilométricos y el nivel de intervención muscular en el «lifting»

Parámetros de estabilometría correlacionados LINEALMENTE con la INTERVENCIÓN MUSCULAR	Nivel de significación	
	P < .05 (*)	P < .01 (**)
	Coeficiente de correlación lineal	
LOWERING		
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .000 (**)	r = .248
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Trapecio derecho	P < .033 (*)	r = -.145
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Erector izquierdo	P < .000 (**)	r = .307
Desplazamiento medio en X – RMS _{EMG} Erectores	P < .000 (**)	r = .331
Desplazamiento medio en Y – RMS _{EMG} Trapecio derecho	P < .001 (**)	r = .216
Desplazamiento medio en Y – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .014 (*)	r = .167
Desplazamiento medio en Y – RMS _{EMG} Trapecios	P < .002 (**)	r = .213
Área barrida – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .033 (**)	r = .145
Área barrida – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .001 (**)	r = .227
Distancia recorrida – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .007 (**)	r = .183
Distancia recorrida – RMS _{EMG} Erector izquierdo	P < .027 (*)	r = -.150
Velocidad media – RMS _{EMG} Erector derecho	P < .007 (**)	r = .184
Velocidad media – RMS _{EMG} Trapecio izquierdo	P < .044 (*)	r = .137
Velocidad media – RMS _{EMG} Erectores	P < .030 (*)	r = .148

Tabla 3. Correlaciones entre parámetros estabilométricos y el nivel de intervención muscular en el «lowering»

Conclusiones

Concluyendo se puede afirmar que hoy en día en Extremadura se dispone de una metodología altamente fiable que permite analizar y evaluar tareas que incluye manipulación manual de cargas en diferentes entornos de trabajo, para reducir los factores de riesgos de lesiones músculo – esqueléticos que provocan trastornos en las zonas cuello – hombros, y en la zona lumbar. Además los resultados sugieren una discusión científica de la fiabilidad del protocolo NIOSH que tendría que tener en cuenta la calidad de control postural en la manipulación manual de cargas y de la técnica en la determinación del nivel de riesgo de padecer problemas músculo – esqueléticos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parte del proyecto de investigación «Análisis Biomecánico y evaluación de los riesgos laborales asociados a la carga física en tareas que incluyen manipulación manual de cargas» subvencionado por la Consejería de Sanidad y Consumo de la Junta de Extremadura.

Bibliografía

1. **Buckle, P., Devereux, J.**, (1999). Work – related neck and upper limb musculoskeletal disorders. Editado por la European Agency for Safety and Health at work. ISBN: 92 – 828 – 8174 – 1.
2. **Ciriello, V., Snook, S.**, (1997). Survey of manual handling tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23, 149 – 156.
3. **Davis, K.G., Marras, W.S., Waters, T.R.** (1998). Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clinical Biomechanics*, 13, 3, 141 – 152.
4. **Dempsey, P.**, (2003). A survey of lifting and lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31, 11 – 16.
5. **Dolan, P., Adams, M.A.**, (1998). Repetitive lifting task fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31, 713 – 721.
6. **Gianikellis, K. y otros** (1997). La Electromiografía (EMG) como método para determinar la intervención muscular en los Deportes de Precisión. Icd, Investigación en Ciencias del Deporte, Consejo Superior de Deportes, 13, 107 – 121.
7. **Gianikellis, K., Pantrigo, J., Pulido, P.** (2001). «BiomSoft»: a software for biomechanical analysis of human movement. In Proceedings of XIX International Symposium on Biomechanical in Sports. Ed. By J. R. Blackwell. 174 – 177. San Francisco. USA.
8. **Granata, K.P., W.S. Marras, Davis, K.G.** (1999). Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, 14, 367 – 375.
9. **Kollmitzer, J., Oddsson, L., Ebenbichler, G.R., Giphart, J.E., DeLuca, C.L.** (2001). Postural control during lifting. *Journal of Biomechanics* 35, 585 – 594.
10. **Marras, W.S., Davis, K.G.** (1998). Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. *Ergonomics*, 41, 6, 817 – 834.
11. **Op De Beeck, R., Hermans, V.** (2000). Work – related low back disorders. Editado por la European Agency for Safety and Health at work. ISBN: 92 – 95007 – 02 – 6.
12. **Pernille Kofoed, N., Lone, A., Kurt, J.** (1998). The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics*, 29, 6, 445 – 450.
13. **Real Decreto 487/1997 de 14 de abril.** Disposiciones Mínimas de Seguridad y Salud relativas a la manipulación manual de cargas que entrañe riesgos, en particular dorsolumbares, para los trabajadores. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo. Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. BOE 23/4/1997, nº 97, pág. 12926.
14. **Rietdyk, S., Patla, A.E., Winter, D.A., Ishac, M.G., Little, C.E.**, (1999). Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *Journal of Biomechanics*, 32, 1149 – 1158.
15. **Waters, T., Putz-Anderson, V., Garg, A., Fine, J.**, (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting task. *Ergonomics*, 36, 7, 749 – 776.