

Manejo y elevación de cargas

[Pedro Ángel López Miñarro](#)

Universidad de Murcia

Más información en:

<http://ocw.um.es/cc.-sociales/actividad-fisica-para-la-salud>

[http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/contenidos/fundamentos de la columna vertebral.html](http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/contenidos/fundamentos_de_la_columna_vertebral.html)

También en <http://webs.um.es/palopez>

Introducción

Diversos estudios epidemiológicos han relacionado la elevación frecuente de cargas con un mayor riesgo de alteraciones raquídeas (Potvin y Norman, 1993; Potvin y cols., 1996; Sparto y Parnianpour, 1998). Estas lesiones pueden ser agudas o el resultado de un prolongado y repetitivo manejo de cargas (Potvin y cols., 1996). Mundt y cols. (1993b) relacionan la elevación frecuente de cargas con rodillas extendidas y raquis flexionado con un incremento del riesgo de hernia discal lumbar. Kelsey y cols. (1984) determinaron que las personas con trabajos que requieren elevaciones de objetos de más de 11,3 Kg y con un volumen medio de 25 veces por día, tenían un riesgo tres veces mayor de protrusión discal que aquellas personas con trabajos que no requerían manejo de cargas.

Estos mismos estudios sugieren que las personas cuyo trabajo o actividad requiere una flexión mantenida y levantamientos de cargas tienen un mayor riesgo (300-600% más) de sufrir un prolapso discal lumbar agudo (Simunic y cols., 2001).

La flexión del tronco genera un gran momento flexor en los tejidos osteo-ligamentosos y, combinado con una carga, genera una gran fuerza compresiva. Esta combinación de flexión y compresión puede provocar una protrusión discal posterior (Dolan y Adams, 1998). Estudios retrospectivos concluyen que el riesgo de lesiones lumbares durante el manejo de cargas se incrementa cuando se combina con posturas asimétricas (Granata y Wilson, 2001).

Entre todas las variables implicadas en la elevación y manejo de cargas, la postura lumbar es la de mayor importancia. Cuando se realiza una flexión de tronco para elevar una carga, se puede realizar el movimiento a través del eje coxofemoral, del raquis lumbar, o mediante una combinación de ambos (McGill y cols., 2000).

Tradicionalmente se propone que en el movimiento de elevación de carga se conserve la curva lordótica lumbar, pues reduce el estrés de cizalla en los discos intervertebrales (Granata, 1998). Adoptar una postura de inversión

lumbar reduce la tolerancia a la carga compresiva, aumenta el estrés de cizalla anterior y se produce una transferencia de carga de los músculos a los tejidos pasivos, incrementando el riesgo de hernia discal posterior y de lesión ligamentosa (McGill y cols., 2000). Las fuerzas de cizalla anterior están relacionadas con ratios elevadas de lesión en el ámbito industrial. Estas fuerzas de cizalla son significativamente mayores conforme aumenta el grado de flexión lumbar (Potvin y cols., 1991; Norman y cols., 1998).

Una importante consideración que justifica la necesidad de mantener lordosis lumbar al manejar cargas hace referencia a la dirección de las fibras lumbares del *longissimus thoracis pars lumborum* e *iliocostal lumborum pars lumborum*. Éstas actúan oblicuamente al eje compresivo del raquis lumbar, produciendo fuerzas de cizalla posterior en la vértebra superior, que se oponen a las fuerzas de cizalla anterior que resultan de movimientos de flexión del tronco (Figura 1) (McGill y Norman, 1992; McGill, 1997b). McGill y Norman (1987) indicaron que una importante función del músculo *sacroespinal*, es proporcionar una fuerza de cizalla posterior en las vértebras, que permita reducir las fuerzas de cizalla anterior en los movimientos de flexión del tronco (alrededor de unos 193 N). En contraposición, el ligamento interespinoso, actúa con una oblicuidad opuesta imponiendo fuerzas de cizalla anterior (Cholewicki y McGill, 1992; McGill, 1997a, 1997b y 2002; McGill y cols., 2000). El ligamento interespinoso genera un gran estrés en L₄-L₅ en la flexión intervertebral (McGill, 1988).



Figura 1. Coseno del ángulo entre la línea de compresión del raquis y línea de las fibras musculares del *iliocostalis lumborum* en la tercera vértebra lumbar (Tomado de McGill y cols., 2000). L.O.A.: Línea de acción de las fibras musculares.

McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. Clin Biomech 2000;15:777-80.

La edad influye en la calidad estructural de los ligamentos supraespinal e interespinal, de modo que a mayor edad se observa una disminución de su resistencia (Iida y cols., 2002) (Figura 2). Un ligamento degenerado tiene mayor probabilidad de superar el límite plástico, aumentando su longitud bajo pequeñas fuerzas de tensión.

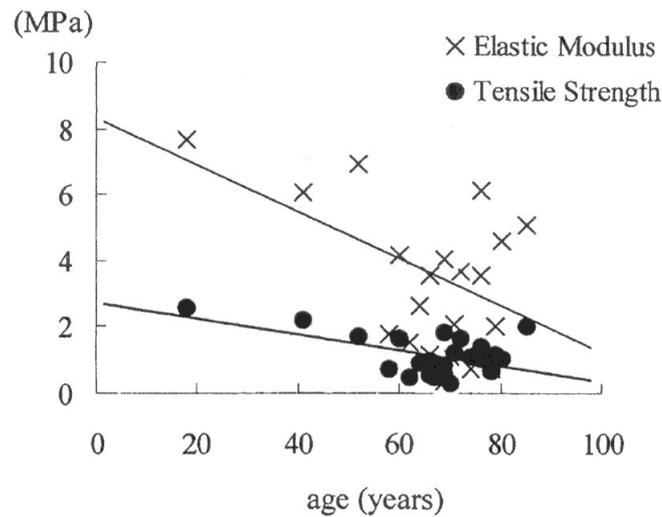


Figura 2. Correlación entre fuerza tensil y módulo elástico en función de la edad (Iida y cols., 2002). (MPa: megapascales).

Iida, T.; Abumi, K.; Kotani, Y. y Kaneda, K. (2002). Effects of aging and spinal degeneration on mechanical properties of lumbar supraspinous and interspinous ligaments. *The Spine Journal*, 2, 95-100.

Cuando el raquis se flexiona, los ligamentos posteriores del raquis se tensan (Figura 3), generando un momento extensor significativo (Freivalds y cols., 1984; Gracovetsky y cols., 1990; Dolan y cols., 1994) (Figura 4). Los datos de la longitud alcanzada por los ligamentos en movimientos de flexión del tronco indican que el interespinoso y supraespinoso son los que más se elongan, seguidos por la cápsula y el ligamento amarillo (Cholewicki y McGill, 1992). Los ligamentos del raquis lumbar contienen una gran cantidad de terminaciones nerviosas libres que actúan como receptores del dolor. Si los ligamentos se tensan y soportan la carga durante un largo período de tiempo, provocan pérdida de su capacidad elástica, estimulando los receptores del dolor (Callaghan y Dunk, 2002).

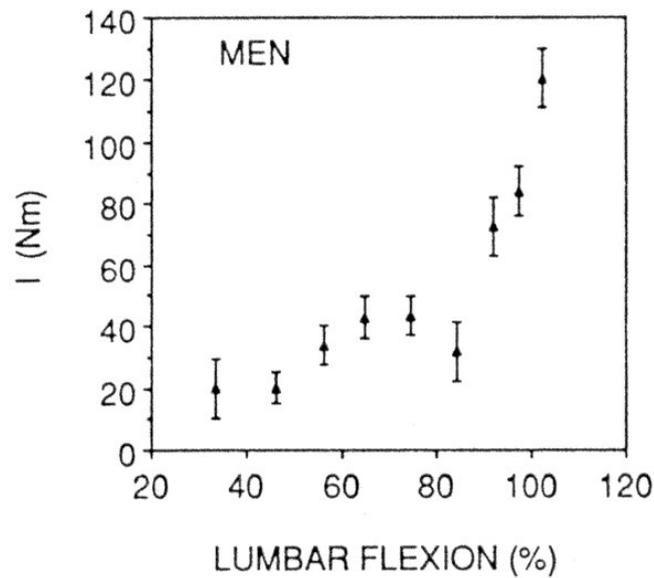


Figura 3. Momento extensor pasivo (I) en hombres, en relación al porcentaje de flexión lumbar (Tomado de Dolan y cols., 1994).

Dolan, P.; Earley, M. y Adams, M.A. (1994). Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1237-1248.

Datos de Jiang y cols. (1995) indican que los ligamentos supraespinoso e interespinoso tienen una alta inervación, con mayor densidad en su periferia. Esta inervación podría formar parte de un mecanismo de feedback neurológico para proteger y estabilizar el raquis.

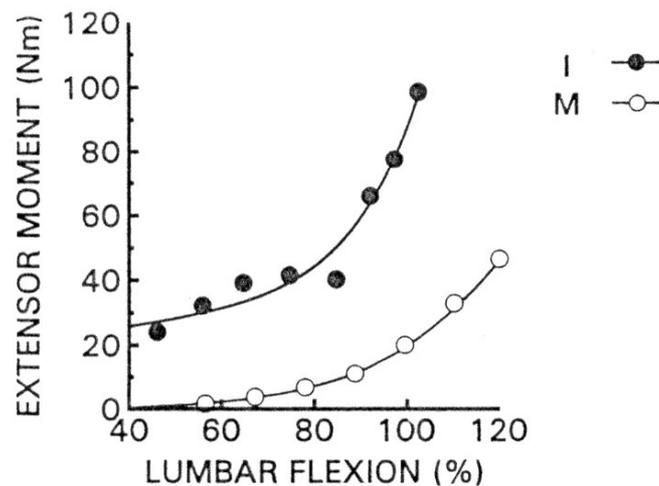


Figura 4. Momento extensor pasivo (I) y momento extensor atribuible a discos intervertebrales y ligamentos (M) según el porcentaje de flexión lumbar (Tomado de Dolan y cols., 1994).

Dolan, P.; Earley, M. y Adams, M.A. (1994). Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1237-1248.

Pearcy y Tibrewal (1984) citados por Cholewicki y McGill (1992) indican que el aumento de longitud del ligamento interespinoso, desde postura erecta a máxima flexión, llega a ser de hasta un 369%. Los datos de Cholewicki y McGill (1992) muestran un porcentaje inferior, 129%, que explican por el hecho de que los sujetos de su investigación no alcanzaban su máxima flexión lumbar en el ejercicio denominado "*Peso muerto*", y por la malinterpretación que realizan algunos autores de la orientación de las fibras del ligamento *interespinoso*.

Cholewicki y McGill (1992) usando vídeo-fluoroscopia mostraron un incremento de la longitud de varios ligamentos (entre el 10.6% y el 40.4%) durante la flexión completa del raquis. De todos modos, los ligamentos por sí mismos no proporcionan la suficiente capacidad para soportar la tensión generada en el raquis sin la participación de la musculatura (Solomonow y cols., 1998).

Al manejar cargas se debe evitar tensar los ligamentos posteriores del raquis para reducir el estrés. Colectivamente, los tejidos ligamentosos poseen un brazo de palanca más corto que el conjunto de los extensores lumbares y, cuando son tensados, imponen mayor carga en los discos lumbares (Cholewicki y McGill, 1992).

Si un individuo sujeta una carga en las manos con el raquis lumbar invertido lo suficiente como para provocar un silencio eléctrico en los extensores lumbares, los ligamentos se tensan y aumentan el estrés de cizalla anterior, aumentando el riesgo de lesión. Sin embargo, una postura lordótica activa la musculatura extensora, generando un momento extensor que sustenta las fuerzas de cizalla anterior, mientras los ligamentos no generan estrés de cizalla (McGill y Norman, 1992; Cholewicki y McGill, 1992; McGill, 1997a y 1997b). Holmes y cols. (1992) comprobaron que al mantener una postura lordótica al realizar una elevación de cargas, existe un aumento de la actividad eléctrica en las fases iniciales del movimiento, mientras al mantener una postura cifótica se evidenciaba el fenómeno flexión-relajación (Figura 5). Hart y cols. (1987) también evidencian una mayor activación del erector spinae en posturas lordóticas.

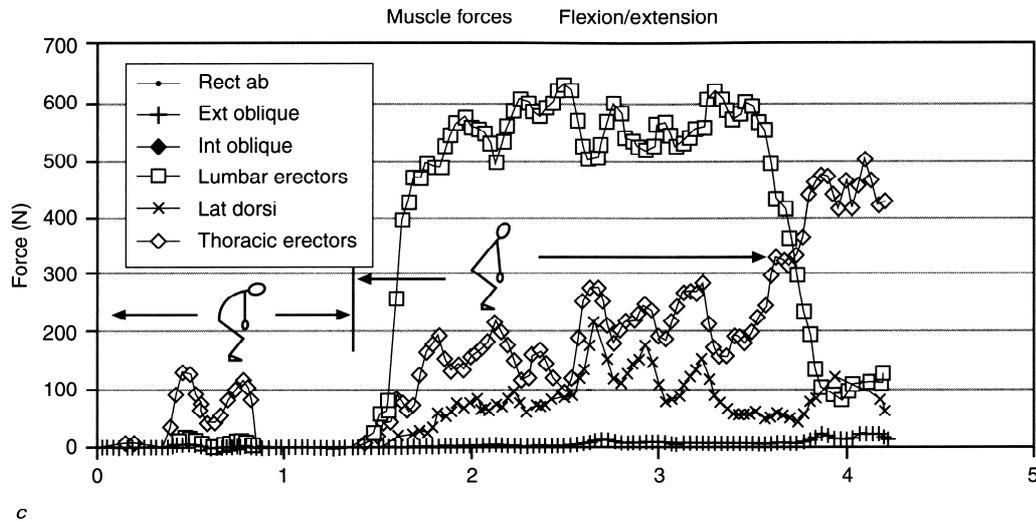


Figura 5. Fuerzas musculares de la musculatura abdominal y extensora dorso-lumbar al mantener una carga con raquis lumbar invertido (izquierda) y manteniendo lordosis (derecha) (Tomado de McGill, 2002).

McGill, S.M. (2002). *Low back disorders. Evidence-Based prevention and rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics.

Las tareas de recogida de cargas del suelo, mediante flexión de tronco, son un ejemplo donde el riesgo de lesión es mayor por el estrés de cizalla (>1000 Newton) que por el estrés compresivo (3000 Newton) (Figura 6), sugiriendo que éste último, como índice de riesgo, no es el criterio más adecuado (McGill y Norman, 1992; McGill, 1997a y 1997b). El estrés compresivo al levantar una carga con el raquis lumbar invertido o alineado no es significativamente diferente (3145 N raquis invertido vs 3490 N al mantener lordosis) (McGill, 1997a).

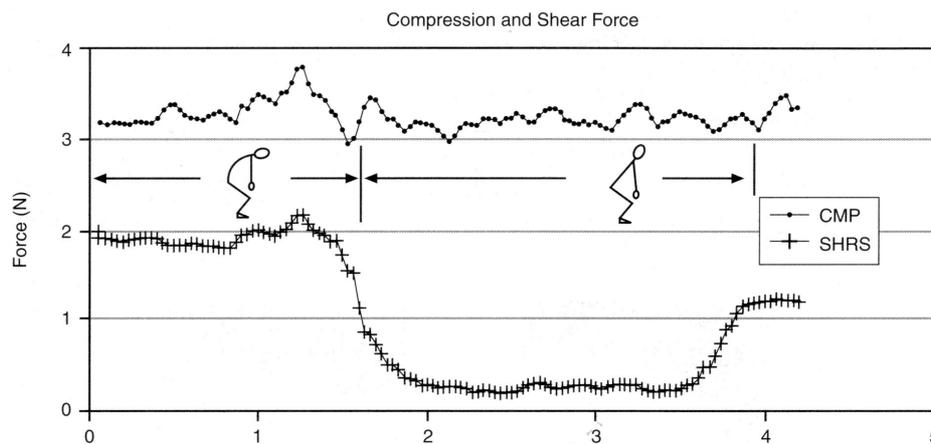


Figura 6. Cargas de compresión (CMP) y cizalla (SHRS) en el raquis lumbar al cargar un peso en las manos, manteniendo una inversión lumbar o manteniendo su lordosis (Tomado de McGill, 2002).

McGill, S.M. (2002). *Low back disorders. Evidence-Based prevention and rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics.

Para elevar una carga, si es necesario realizar una flexión del tronco, es preciso evitar la inversión del raquis lumbar para minimizar la tensión ligamentosa, y evitar así el aumento del estrés de cizalla (954 N con raquis invertido vs 269 N con lordosis) (McGill, 1997b). Cuando se mantiene el raquis alineado, se experimenta menor estrés de cizalla en L₄-L₅ (Cholewicki y cols., 1991).

Muchas personas conocen la usual recomendación de levantar los pesos flexionando las rodillas (Larivière y cols., 2002). En una revisión bibliográfica, Van Dieën y cols. (1999) concluyen que las fuerzas de cizalla son mayores en la técnica "*stoop*" (rodillas extendidas) (Figura 7) que en la técnica "*squat*" (rodillas flexionadas) (Figura 8), debido al mayor estrés ligamentoso en la primera. Potvin y cols. (1991) indican que el riesgo de lesión está influenciado, en mayor medida, por el grado de flexión lumbar que por la elección de una técnica u otra. Datos de Dolan y cols. (1994) indican que la técnica *stoop* se caracteriza por una mayor flexión lumbar, aumentando la tensión ligamentosa.



Figura 7. Técnica "stoop", rodillas extendidas.



Figura 8. Técnica "squat", con rodillas flexionadas.

Hagen y cols. (1993) al comparar ambas técnicas de elevación de cargas no encuentran diferencias significativas en la potencia generada, si bien el consumo de oxígeno es significativamente mayor durante la técnica *squat* respecto a la *stoop* (38.7 ± 5.8 ml/kg/min versus 32.9 ± 5.7 ml/kg/min). Duplessis y cols. (1998) encuentran que la elevación de una carga con la técnica *squat* requiere un 23% más de oxígeno que la técnica *stoop*. En un

trabajo de elevación de una carga de 19 Kg a una frecuencia de 10 y 20 elevaciones por minuto, el consumo de oxígeno es significativamente mayor en la técnica *squat* respecto a la *stoop* (Welbergen y cols., 1991).

El uso de una técnica u otra está condicionada por la fatiga de la musculatura del cuádriceps. Conforme se fatiga esta musculatura existe una tendencia a pasar de una técnica basada en la flexión de rodilla (*squat*) a otra basada en la flexión del tronco (*stoop*) (Trafimow y cols., 1993; Sorhagen y Harms-Ringdahl, 1995). De hecho, numerosos sujetos refieren mayor malestar (medido mediante la percepción subjetiva de esfuerzo) tras realizar la elevación de un peso desde el suelo con la técnica *squat* respecto a la *stoop* (Straker y Duncan, 2000). Sin embargo, Hagen y cols. (1993 y 1994) encuentran que la percepción de esfuerzo en el raquis fue menor en la técnica *squat*.

Es necesario enseñar a manejar correctamente las cargas, especialmente cuando éstas se levantan desde el suelo. Para ello, un modelo de enseñanza basado en un correcto feedback se ha mostrado efectivo para enseñar la técnica *squat* (McCullagh y Meyer, 1997).

Cholewicki y cols. (1991) indican que la musculatura extensora lumbar tiene un brazo de palanca de 6 centímetros y una línea de acción que está orientada 5° al eje compresivo de L₄-L₅ (Figura 9). Esta orientación oblicua reduce las fuerzas de cizalla anterior en los segmentos vertebrales móviles.

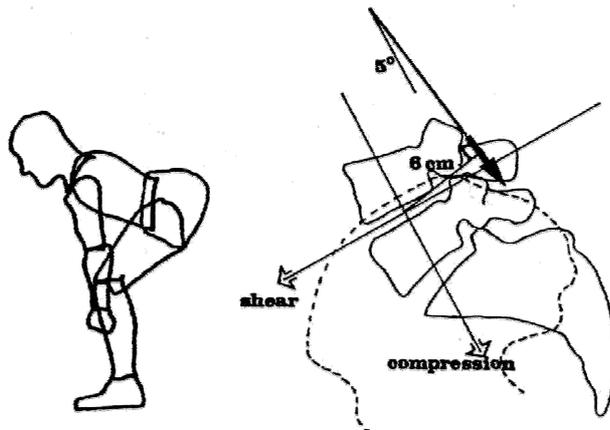


Figura 9. Línea de acción de los extensores lumbares sobre L₄-L₅
(Tomado de Cholewicki y cols., 1991).

Cholewicki, J.; McGill, S.M. y Norman, R.W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(10), 1179-1186.

McGill y cols. (2000) estudiaron los cambios de la curva lumbar y de la orientación de las fibras de los extensores lumbares en la tercera vértebra lumbar en 9 varones y 5 mujeres mediante ultrasonidos de alta resolución, en tres posiciones: bipedestación relajada, bipedestación con flexión coxofemoral de 30° manteniendo lordosis lumbar y en inversión lumbar máxima.

La media del ángulo de las fibras del *longissimus/iliocostalis* en cada posición fue $10.7^{\circ} \pm 4.6^{\circ}$, $28.3^{\circ} \pm 4.7^{\circ}$ y $25.7^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$, respectivamente. El análisis estadístico no muestra diferencias significativas en el ángulo entre bipedestación y postura lordótica, mientras sí existen diferencias significativas entre estas dos posturas y la inversión lumbar. Ésta última reduce el coseno del ángulo de la orientación de las fibras del *longissimus/iliocostalis* (Figura 10), comprometiendo la habilidad de los extensores lumbares para soportar las fuerzas de cizalla anterior que se magnifican durante la flexión del tronco (McGill y cols., 2000). Por ello, esta posición debe evitarse siempre que el sujeto soporta una carga. Por el contrario, mantener una postura de lordosis

lumbar aumenta el coseno del ángulo de la orientación de las fibras del *longissimus/iliocostalis* (Figura 11) reduciendo el estrés de cizalla anterior.

Estas conclusiones se limitan a L₃, si bien la orientación de las fibras en L₄ y L₅ tiene un mayor coseno (superando 45° en L₅), lo que implica que la habilidad para resistir cargas de cizalla es probablemente diferente (McGill y cols., 2000).



Figura 10. Imagen por ultrasonidos de la línea del *iliocostalis lumbarum* con raquis invertido (Tomado de McGill y cols., 2000).

McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. Clin Biomech 2000;15:777-80.



Figura 11. Imagen por ultrasonidos de la línea del *iliocostalis lumborum* conservando lordosis lumbar (Tomado de McGill y cols., 2000).

McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. Clin Biomech 2000;15:777-80.

Al levantar una carga, la presión en el disco intervertebral viene dada por el momento de resistencia y, por otra parte, por el momento de fuerza de los músculos espinales. El momento de la resistencia es igual a la resistencia que hay que vencer (peso del cuerpo y de las cargas, si las hay) por su brazo de palanca, que será mayor cuanto más acusada sea la flexión del tronco y cuanto más se alejen los miembros superiores de éste. El momento de fuerza es igual a la fuerza desarrollada por los músculos espinales por su brazo de palanca, que es muy pequeño, por lo que la fuerza de estos tendrá que ser bastante elevada. Como tanto el momento de resistencia, como el de potencia, actúan sobre el disco intervertebral, las cargas a las que puede verse sometido pueden llegar a ser importantes.

En esta línea, Tveit y cols. (1994) estudiaron el efecto de diferentes curvaturas del raquis lumbar en el brazo de palanca del *erector spinae*. Estos autores encontraron que al colocar el raquis lumbar invertido, el brazo de palanca disminuye respecto a una postura lordótica (49-57 mm vs 60-63 mm). Se demuestra así un considerable efecto (10-24%) de la curva lumbar en la

longitud del brazo de palanca, que afecta a su capacidad de desarrollar tensión y la magnitud de compresión generada.

Daggfeldt y cols. (1992) citados por Toussaint y cols. (1995), mostraron que el brazo de palanca del erector spinae disminuye cuando se invierte la curva lumbar, de modo que en L₅-S₁ el brazo de palanca se reduce de 7.0 a 5.4 centímetros. Además, la flexión provoca una elongación sustancial de los músculos extensores, reduciendo su máxima tensión activa (Macintosh y cols., 1993a). Al reducir el brazo de palanca de la musculatura extensora, una gran fuerza muscular es requerida y los discos intervertebrales son sometidos a grandes fuerzas compresivas (Dolan y Adams, 1993).

Macintosh y cols. (1993a) investigaron los efectos de un movimiento de flexión en las fuerzas ejercidas por los músculos lumbares. Basado en un modelo formado por 29 fascículos del *multífidus* y *erector spinae* encontraron que el brazo de palanca disminuye ligeramente su longitud, reduciendo un 18% el momento extensor máximo generado sobre el raquis lumbar.

Granata (1998) analizó mediante un modelo biomecánico la estabilidad del raquis lumbar en una posición de rectificación (0°) y hasta con 20° de lordosis. Sus resultados indican que es necesario mantener lordosis lumbar para mantener la estabilidad en posiciones de flexión del tronco. Al incrementar el ángulo de flexión del tronco, los músculos no pueden estabilizar el sistema si no existe lordosis lumbar.

Diferentes variables pueden modular los valores de compresión y cizalla discal y, por tanto, el riesgo de lesión, en tareas de elevación y manejo de cargas.

Por ejemplo, el momento extensor y fuerzas compresivas se incrementan progresivamente con el peso del objeto y la velocidad del movimiento de elevación o descenso de la carga (Figura 12) (Dolan y Adams, 1993; Davis y cols., 1998).

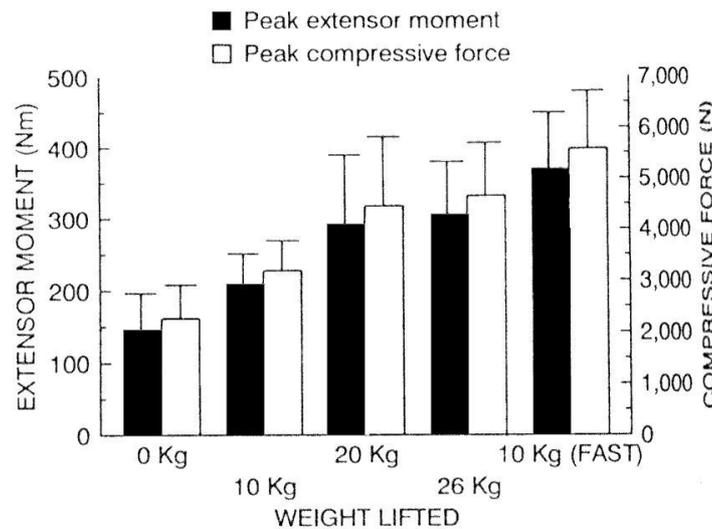


Figura 12. Valores máximos del momento extensor y fuerza compresivas actuando sobre el raquis lumbar durante la elevación de diferentes cargas (Tomado de Dolan y Adams, 1993).

Dolan, P. y Adams, M.A. (1993). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 26(4/5), 513-522.

Los niveles de compresión son más reducidos cuando dos personas realizan simultáneamente la elevación de la carga (Marras y cols., 1999).

La dirección (ascendente o descendente) en el manejo de cargas parece influenciar el estrés compresivo y de cizalla. Davis y cols. (1998) estudiaron a 10 sujetos (22-34 años) que elevaron y bajaron cargas mientras mantenían pelvis y caderas fijadas. Los movimientos fueron realizados bajo varias condiciones de velocidad del tronco (5, 10, 20, 40 y 80° por segundo) y con diferentes pesos (9.1, 18.2 y 27.3 kilogramos).

Sus resultados mostraron que la fase de bajada del peso produce, con diferencias significativas, mayor compresión raquídea, aproximándose al umbral de tolerancia de los tejidos espinales. Por contra, respecto a las cargas de cizalla antero-posterior, la fase de subida generó mayor carga. A estos niveles de carga el raquis es sometido a microtraumatismos en los platillos

vertebrales y las fibras del anillo fibroso (Davis y cols., 1998).

La velocidad de elevación de la carga influye en el estrés vertebral, de modo que a mayor velocidad las cargas compresivas y cizalla se elevan (Davis y cols., 1998).

Lavender y cols. (1999) encontraron un aumento de la flexión del raquis cuando se manejan cargas de mayor peso y cuando el movimiento se realiza con mayor velocidad.

Granata y cols. (1999) en un trabajo realizado con 12 sujetos (media: 26,1 años) sin historia previa de dolor lumbar, que trabajaban en almacenes donde se manejan cargas, evaluaron la carga raquídea en la región lumbo-sacra al elevar pesos desde la altura de las rodillas hasta la postura bípeda en base a 4 variables: experiencia en carga de objetos, peso, velocidad y asimetría.

La carga raquídea aumenta significativamente al levantar mayor peso, así como al hacerlo de forma asimétrica. Aquellos con mayor experiencia demuestran mayor compresión, cizalla lateral y antero-posterior, con diferencias significativas respecto a los sujetos sin experiencia. Este hecho se relaciona con el mayor momento de fuerza y co-contracción muscular generado por los sujetos con experiencia (Tabla 1) (Granata y cols., 1999).

Tabla 1. Medias del movimiento del tronco y carga espinal (Modificado de Granata y cols., 1999). Los números en negrita denotan diferencias significativas entre las variables del mismo nivel ($p \leq 0.05$).

		Momento fuerza (Nm)			Carga raquídea (N)		
		Sagital	Lateral	Rotación	Cizalla lateral	Cizalla A-P	Compresión
Experiencia	Inexperto	201	70	20	279	1110	5536
	Experto	266	51	26	416	1448	6662
Peso (Kg)	13.6	201	54	19	297	1083	5268
	27.3	266	67	28	398	1476	6930
Velocidad	Preferida	240	64	22	366	1344	6198
	Rápida	227	57	24	329	1214	6000
Asimetría (°)	0	222	37	12	294	1101	5716
	60	245	84	36	401	1457	6481

Granata y cols. (1999) encontraron una compresión espinal dinámica media para todas las condiciones evaluadas de 5790 N, con una desviación estándar de 1480 N. Se observa que este valor es inferior al límite de compresión tolerado por el raquis que establece la National Institute Occupational, Safety and Health (NIOSH), con un valor de 6400 N. La cinética, cinemática y carga espinal demuestra una variabilidad significativa bajo idénticas y repetidas condiciones de elevación de cargas (Granata y cols., 1999). El valor medio de una elevación de carga podría no superar el umbral establecido, si bien puede acontecer un pico de carga que lo supere (Figura 13).

Teniendo en consideración que existe una gran variabilidad para un mismo sujeto al realizar la misma tarea tras un período de descanso, un 20% de las elevaciones de cargas excederían dicha recomendación (Tabla 2).

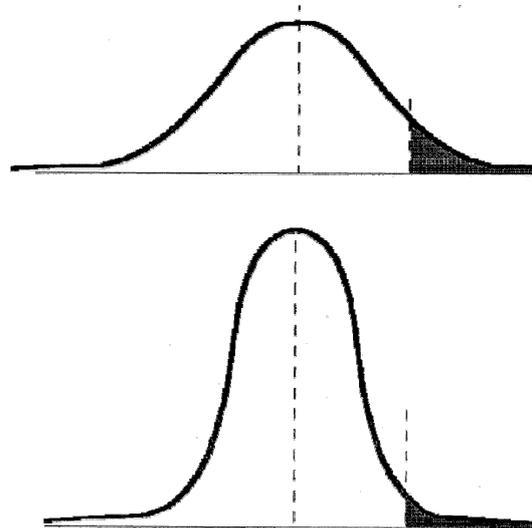


Figura 13. Dos situaciones que derivan en medias de carga similares, con variabilidad en el pico de carga generado (Granata y cols., 1999).

Granata, K.P.; Marras, W.S. y Davis, K.G. (1999). Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, 14, 367-375.

La flexión lumbar se incrementa marcadamente si se levanta el objeto con rodillas extendidas, o si el objeto es voluminoso o se mantiene lejos del tronco (Dolan y cols., 1994) (Figura 14).

Tabla 2. Desviación estándar del movimiento del tronco y carga espinal (Granata y cols., 1999). Los números en negrita denotan diferencias significativas entre las variables del mismo nivel ($p \leq 0.05$).

		Momento fuerza (Nm)			Carga raquídea (N)		
		Sagital	Lateral	Rotación	Cizalla lateral	Cizalla A-P	Compresión
Experiencia	Inexperto	21	22	6	86	174	503
	Experto	32	21	10	155	292	692
Peso (Kg)	13.6	25	21	7	114	192	543
	27.3	28	22	9	128	273	651
Velocidad	Preferida	28	21	8	116	249	617
	Rápida	25	21	9	126	216	578
Asimetría (°)	0	25	21	6	120	176	556
	60	28	22	10	121	289	638

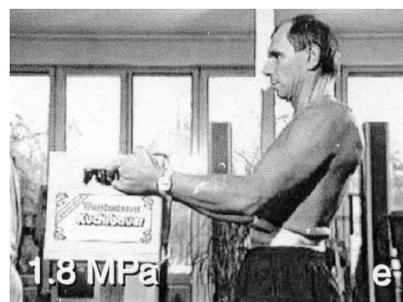


Figura 14. Presión intradiscal en megapascales (MPa) en base a la distancia del objeto al centro de gravedad (Tomado de Wilke y cols., 2001).

Wilke, H.J.; Neef, P.; Hinz, B.; Seidel, H. y Claes, L.E. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 1, S111-S126.

El género también influye en las cargas raquídeas. Los hombres generan mayor compresión y cizalla antero-posterior que las mujeres bajo condiciones idénticas (un 12,6% más que equivale a 640 N). Las diferencias de género en la compresión y la cizalla antero-posterior aumentan conforme la carga es más pesada (Figuras 15 y 16). Estos mismos autores comprobaron que las mujeres utilizan más sus caderas (unos 6º más de flexión), mientras los hombres utilizan más su raquis lumbar (6º más).

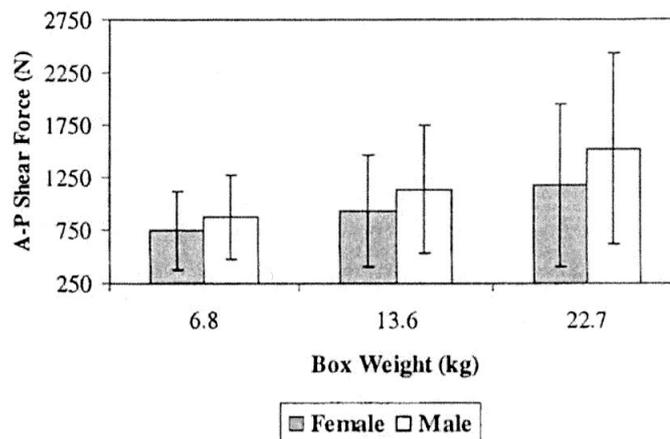


Figura 15. Estrés de cizalla antero-posterior máximo en hombres y mujeres en función del peso de la carga (Tomado de Marras y cols., 2003).

Marras, W.S.; Davis, K.G. y Jorgensen, M. (2003). Gender influences on spine during complex lifting. *The Spine Journal*, 3, 93-99.

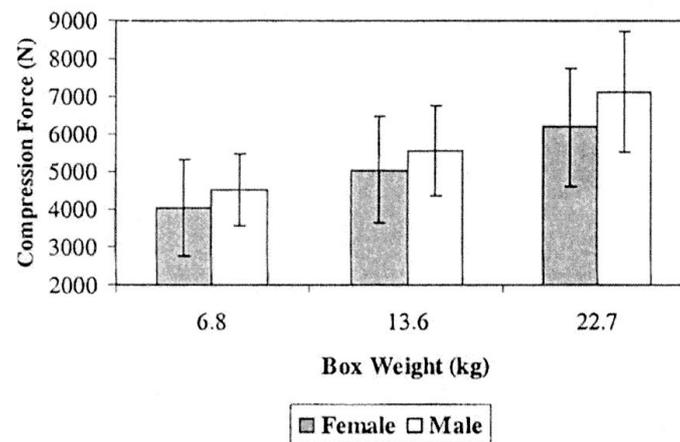


Figura 16. Estrés de compresión máximo en hombres y mujeres en función del peso de la carga (Tomado de Marras y cols., 2003).

Marras, W.S.; Davis, K.G. y Jorgensen, M. (2003). Gender influences on spine during complex lifting. *The Spine Journal*, 3, 93-99.

Un riesgo asociado a la repetición de levantamientos de cargas es la fatiga muscular. El *erector spinae* protege al raquis de movimientos de hiperflexión, mediante el aumento de las fuerzas compresivas. Si se genera fatiga, el momento flexor en el raquis lumbar se incrementa (Dolan y Adams, 1998), aumentando el riesgo de lesión (Mannion, 1999).

La flexión lumbar máxima se incrementa tras finalizar un ciclo de 100 elevaciones de una carga de 10 kilogramos. Consecuentemente, el momento flexor máximo que actúa sobre las estructuras osteo-ligamentosas del raquis se modifica de un 20.0% al 27.1% de su límite elástico (Dolan y Adams, 1998).

El incremento de la flexión lumbar, o del momento flexor que actúa en el raquis lumbar no se correlaciona significativamente con ningún indicador EMG de fatiga. Así pues, el incremento del rango de movimiento es probablemente atribuible a la deformación de los tejidos pasivos (discos y ligamentos) (Dolan y Adams, 1998).

Arteaga y cols. (1995), citando la guía de la NIOSH, indican que las circunstancias que aumentan el riesgo de repercusiones raquídeas durante la

elevación de cargas son:

1. El objeto a levantar es pesado.

En el estudio de Mueller y cols. (1998), en todas las tareas, la presión intramuscular fue significativamente mayor al movilizar mayor peso (Figura 17). Reducir la frecuencia de los levantamiento o el peso de los objetos es importante porque ante una carga excesiva, adoptar una postura incorrecta incrementa el estrés en las estructuras espinales, desencadenando algias vertebrales.

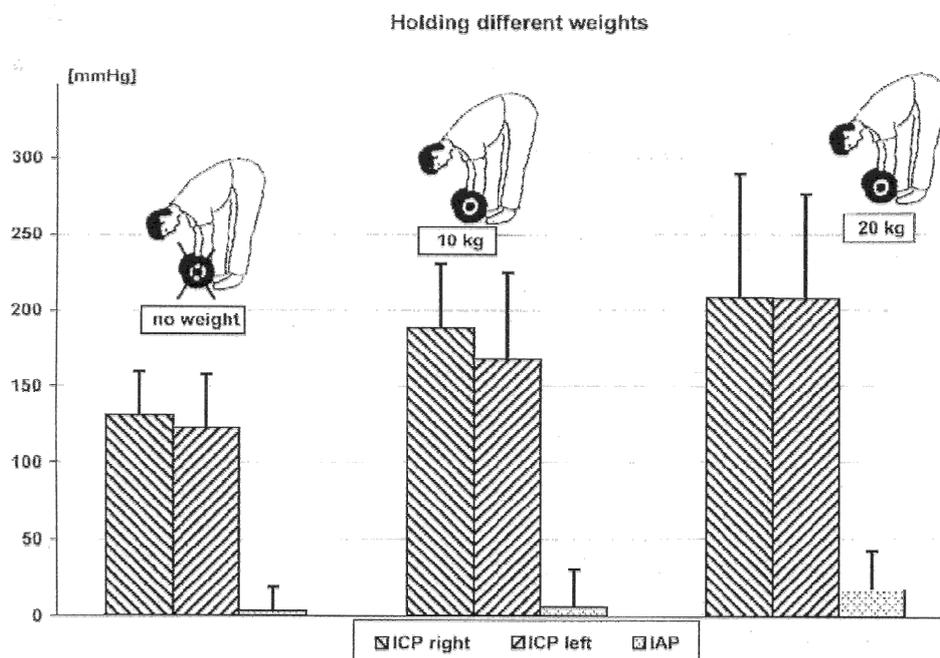


Figura 17. Valores de la presión intra-abdominal y presión intramuscular en función del peso (Tomado de Mueller y cols., 1998).

Mueller, G.; Morlock, M.M.; Vollmer, M.D.; Honl, M.; Hille, E. y Scheneider, E. (1998). Intramuscular pressure in the erector spinae and intra-abdominal pressure related to posture and load. *Spine*, 23(23), 2580-2590.

2. El objeto es voluminoso o no puede mantenerse cerca del cuerpo cuando se levanta.

Cuanto más se acerca la carga al centro de gravedad del cuerpo, menor es la carga. Además, a partir de un cierto punto, cuanto más se aleja la carga del centro de gravedad, mayor es el momento flexor generado (Figura 18) (Dolan y cols., 1994).

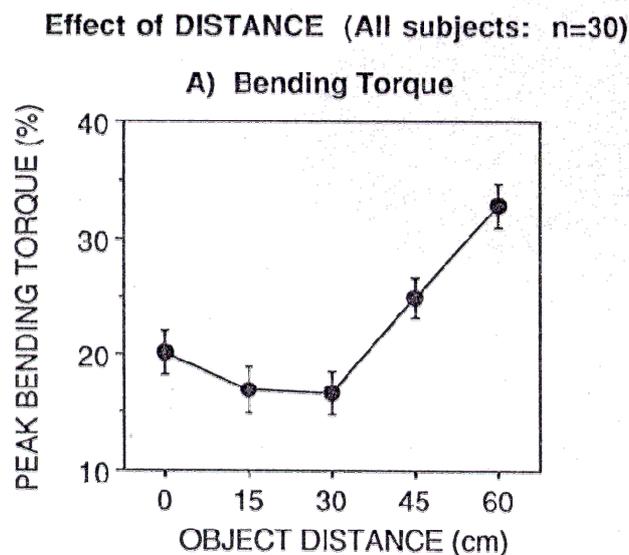


Figura 18. Flexión del tronco al recoger una carga según la distancia de la misma respecto al centro de gravedad del sujeto (Dolan y cols., 1994).

Dolan, P.; Earley, M. y Adams, M.A. (1994). Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1237-1248.

Mantener una carga de 10 kilogramos cerca del cuerpo produce, menor presión intramuscular que cuando se dispone esta carga 25 centímetros por delante del cuerpo (25-32 vs 47-56 mm Hg) (Mueller y cols., 1998).

3. El objeto se levanta desde el suelo.

Las elevaciones de cargas de 10 kilogramos desde el suelo sin la apropiada técnica pueden generar fuerzas compresivas en el raquis lumbar que podrían exceder el umbral de tolerancia vertebral (Adams y Dolan, 1997).

Si la carga se levanta desde el suelo se recomienda adelantar un pie y situar el objeto centrado entre las piernas, cogiéndolo bien equilibrado y levantándolo manteniendo el raquis alineado.

4. El objeto se levanta frecuentemente.

Se considera que la exposición a un estrés biomecánico de forma prolongada disminuye la capacidad de resistencia de los tejidos y, en estas circunstancias, aumenta el riesgo de algias lumbares.

Personas con dolor lumbar que realizan tareas repetidas de elevación de cargas o de forma prolongada, tienen un riesgo adicional. Estas personas generan un 26% y 75% más de compresión espinal y cizalla lateral, respectivamente, que personas asintomáticas. Este exceso de carga mecánica en las estructuras raquídeas progresivamente produce degeneración discal, que puede desembocar en dolor lumbar crónico (Marras y cols., 2001).

Los riesgos podrían reducirse mediante un ejercicio físico que desarrolle y mantenga una adecuada fuerza, introduciendo nuevos tipos de ejercicios progresivamente, y modificando aquellas tareas que producen altas cargas espinales (Adams y Dolan, 1997).

5. Existe un grado de giro del tronco.

Una de las pautas más importantes según la NIOSH es minimizar los movimientos de torsión. Dolan y cols. (1994) encontraron que un giro de 90° bien a derecha o izquierda incrementa el momento de flexión alrededor de un 30% (Figura 19).

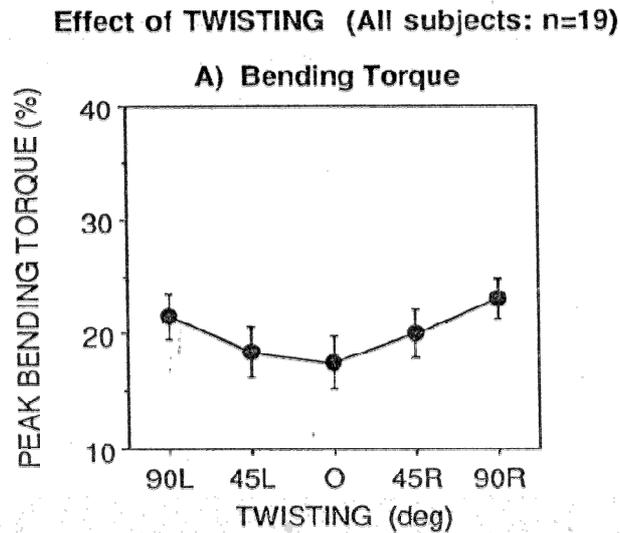


Figura 19. Momento flexor cuando se eleva una carga de 10 kilogramos situada a la derecha e izquierda del plano sagital (Tomado de Dolan y cols., 1994).

Dolan, P.; Earley, M. y Adams, M.A. (1994). Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1237-1248.

Factores predisponentes de lesión raquídea.

Numerosas investigaciones han establecido que una gran carga localizada en un tejido desencadena lesiones. Estudios epidemiológicos han mostrado que cargas importantes de cizalla, compresión, la mayor velocidad del tronco, momento de fuerza extensor en el raquis, trabajo con cargas pesadas, aumentan la frecuencia de dolor lumbar o incrementan el riesgo de lesión raquídea (McGill, 2002).

1. La frecuencia y velocidad del movimiento, momento de fuerza y posturas mantenidas.

Los movimientos repetitivos, particularmente cuando se combinan con grandes fuerzas o posturas incorrectas, incrementan el riesgo de lesiones

musculo-esqueléticas (Barr y Barbe, 2002).

La carga raquídea está influenciada por el peso de la misma así como por la velocidad de extensión del tronco (Hall, 1985; Granata y Marras, 1995). Davis y Marras (2000) establecieron que las actividades dinámicas juegan un papel preponderante en las alteraciones lumbares, particularmente cuando el movimiento se produce en varios planos simultáneamente y cuando la velocidad es mayor.

Si se levanta una carga a mayor velocidad se producen incrementos en las fuerzas compresivas, de cizalla, y en la actividad mioeléctrica lumbar (Tablas 14 y 15) (Hall, 1985).

Tabla 3. Valores máximos de compresión en L₅-S₁ en función de la carga y la velocidad (Adaptado de Hall, 1985).

Velocidad*	Carga*	Media (Newtons)	Desviación típica
Rápida	40%	1428	610
	60%	1428	437
	80%	1246	239
Media	40%	695	169
	60%	942	513
	80%	909	225
Baja	40%	513	70
	60%	629	90
	80%	751	158

Tabla 4. Valores máximos de cizalla en L₅-S₁ en función de la carga y la velocidad (Adaptado de Hall, 1985).

Velocidad*	Carga*	Media (Newtons)	Desviación típica
Rápida	40%	1105	450
	60%	941	282
	80%	1216	566
Media	40%	556	312
	60%	613	184
	80%	746	479
Baja	40%	466	98
	60%	576	113
	80%	630	156

*La carga se estableció en base a un test de máxima carga levantada, y la velocidad en base al tiempo: rápida: 1,5 segundos; media: 3,5; lenta: 7 segundos.

Davis y Marras (2000), en un trabajo de revisión acerca del movimiento del tronco, muestran que el trabajo dinámico incrementa la compresión entre un 10-50%, un 50-325% la cizalla lateral y un 10-30% la cizalla antero-posterior (Tabla 5 y Figura 20). Mantener el raquis fijado estáticamente al ejecutar los ejercicios, sin pérdida de linealidad y sin oscilaciones del tronco, reduce el estrés compresivo y de cizalla.

Tabla 5. Resultados de estudios que han evaluado la dinámica del tronco y carga estructural según la velocidad del tronco (Modificado de Davis y Marras, 2000) (Fz: cizalla antero-posterior; Fy: compresión; Fx: cizalla lateral).

Estudio	Velocidad	Población estudio	Carga raquídea (%)
Davies y cols. (1998)	5, 10, 20, 40, 80 ^o /s	10 Varones	Fz ↑8-13 Fy ↑7-17
Fathallah y cols. (1998)	1, 1.5, 2 s/ levantamiento	11 Varones	No diferencia
Granata y Marras (1995)	0, 30, 60, 90 ^o /s	10 Varones	Fz ↑27-52 Fy ↑23-57
Granata y Marras (1995b)	0, 30, 60, 90 ^o /s	10 Varones	Fz ↑75-120 Fy ↑25 Fx ↑100
Granata y cols. (1999)	Preferida, más rápida que la preferida	10 Varones	No diferencias
Hall (1985)	Baja, media, rápida	10 Varones y mujeres	Fz ↑21-178 Fy ↑35-137
Kim y Marras (1987)	Baja, media, rápida	8 Mujeres	Fz ↑8
Kumar (1994)	0, 60 cm/s	9 Varones	Fz ↓22-↑15%
Lindbeck y Arborelius (1991)	Lenta, rápida	12 Mujeres	Fz ↑33-41
Marras y Sommerich (1991)	0, 10, 20, 30 ^o /s	11 Mujeres	Fz ↑3-11
Reilly y Marras (1989)	0%, 25%, 50%, 75%, 100% de la máxima velocidad	10 Mujeres	Fz ↑11-21 Fy ↓61-↑90 Fx ↓31-62

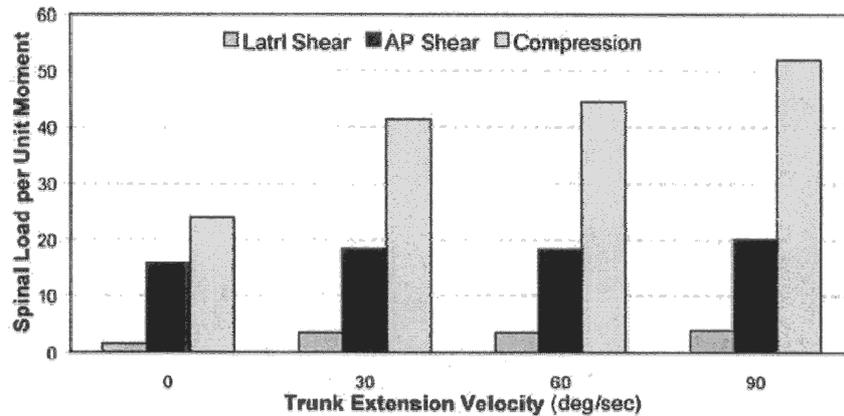


Figura 20. Compresión raquídea y cizalla en base a la velocidad de extensión del tronco (Tomado de Marras y Granata, 1997).

Marras, W.S. y Granata, K.P. (1997). The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free dynamic lifting. *Journal of Electromyographic and Kinesiology*, 7(4), 259-268.

2. Acumulación de carga (compresión, cizalla, tensión y torsión).

La compresión raquídea es un mecanismo asociado con las alteraciones lumbares (Granata y Marras, 1999). El raquis toráco-lumbar aislado se hiperflexiona bajo cargas compresivas que excedan 20 N, y el raquis lumbar bajo aproximadamente 90 N. Sin embargo, en vivo, un raquis puede experimentar cargas compresivas de 6000 N para las actividades más intensas de la vida diaria y hasta 18000 N en las actividades de halterofilia (Cholewicki y McGill, 1996).

Los movimientos asimétricos, donde existe algún grado de giro, reducen la estabilidad y aumentan las cargas raquídeas (Granata y Wilson, 2001). Kelsey y cols. (1984) indican que, si se realizan con frecuencia giros del tronco, el riesgo de lesión discal aumenta, especialmente si estos se combinan con manejo de cargas (ICMR, 2000).

El disco y la vértebra fallan con mayor facilidad cuando las cargas se producen simultáneamente en diferentes planos (Davis y Marras, 2000).

Las posturas extremas tienden a cambiar el potencial de tensión de algunos músculos e influenciar las cargas articulares (McGill, 1991). El riesgo de lesión está influenciado por el grado de flexión lumbar, puesto que a mayor ángulo, mayor carga raquídea (Granata y Wilson, 2001). La flexión completa reduce la habilidad del raquis para soportar cargas compresivas (Gunning y cols, 2001).

La flexión combinada con rotación incrementa el riesgo de lesión por torsión (McGill, 1992b; Young y cols., 1997). Los datos de Au y cols. (2001) sugieren que los movimientos repetidos de torsión imponen una gran carga en el raquis respecto a movimientos de flexión o inclinación lateral que generan un momento de fuerza similar.

Referencias bibliográficas

Las referencias bibliográficas citadas en este documento se pueden consultar en la siguiente dirección web del Depósito Digital Institucional de la Universidad de Murcia (DIGITUM):

<http://digitum.um.es/xmlui/handle/10201/9364>