

Elevación y manejo 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>

MANEJO DE CARGAS.

Diversos estudios epidemiológicos han relacionado la elevación frecuente de cargas con el incremento del riesgo de lesión lumbar (Potvin y cols., 1996; Sparto y Parnianpour, 1998, Simunic y cols., 2001). El riesgo se incrementa al movilizar mayor peso, a mayor velocidad y cuando las cargas se movilizan simultáneamente en diferentes planos (carga asimétrica) (Marras y Granata, 1997; Davis y Marras, 2000; Granata y cols., 1999; Granata y Wilson, 2001; McGill, 2002; Marras y cols., 2001), como por ejemplo, al realizar simultáneamente una flexión y rotación vertebral (McGill, 1992; Young y cols., 1997). En este sentido, las articulaciones interapofisarias se dañan más fácilmente por los movimientos simultáneos de rotación y extensión (Adams y Dolan, 1995).

Cuando se coge una carga en condiciones asimétricas aumenta el estrés compresivo y de cizalla antero-posterior, comprometiendo la estabilidad (Goldish y cols., 1994), y aumentando el riesgo de algias lumbares, sobre todo cuando el giro se realiza a favor de las agujas del reloj (Marras y cols., 2004). La incidencia de lesiones raquídeas al elevar cargas con rotación del tronco se debe a una mayor susceptibilidad de las estructuras, así como a una disminución de la activación de los estabilizadores del raquis (Goldish y cols., 1994). La rotación acompañada de compresión genera grandes picos de estrés y un gradiente de presión centrípeta que puede causar el fallo de las fibras más internas del anillo fibroso, provocando delaminación del mismo y degeneración. Esto puede afectar al transporte de nutrientes en el disco intervertebral (Steffen y cols., 1998).

El estrés generado al manejar cargas está determinado por diversos factores. Cuando la carga se aleja del eje de gravedad aumenta la presión intradiscal (Wilke y cols., 2001), la compresión y el estrés de cizalla antero-posterior (Marras y cols., 2001). Conforme la carga se encuentra más cerca del suelo el estrés generado al recogerla aumenta significativamente (Marras y cols., 2004).

El peso movilizado y la posición de los segmentos influyen de forma muy significativa en la magnitud de la presión intradiscal (Wilke y cols., 1999; Polga y cols., 2004) y compresión raquídea. A mayor carga, mayor estrés compresivo sea cual sea la técnica de elevación de la misma (Potvin y cols., 1991). Tener un peso de 10 kg. en cada mano con los codos flexionados 90 grados en sedentación o bipedestación aumenta la presión intradiscal torácica hasta 3 veces, comparado con las mismas posturas en posición erecta y sin carga. Mantener esta misma carga con los codos extendidos en bipedestación aumenta la presión de 1.01 a 1.61 MegaPascales (Polga y cols., 2004).

El peso movilizado es el factor que más condiciona la fuerza compresiva ejercida sobre el raquis (55,4%), seguido de la situación del peso (18.0%) (Davis y Marras, 2003). En cuanto al estrés de cizalla lateral, su magnitud está

más influenciada por la situación de la carga (30.7%), el peso movilizado (24.1%) y la asimetría (9,9%). Respecto al estrés de cizalla antero-posterior, las características antropométricas (57.7%) y el peso a movilizar (15.1%) son los factores que más influyen en el estrés generado (Davis y Marras, 2003).

Al manejar una carga, los hombres experimentan mayor carga raquídea absoluta debido a su mayor masa corporal. Sin embargo, cuando se valora el umbral de tolerancia del raquis, las mujeres tienen más riesgo de lesión (Marras y cols., 2002). Este hecho junto a que los segmentos móviles de las mujeres tienen más movilidad (Fujiwara y cols., 2000), magnifica la importancia de la adecuada postura en los ejercicios de acondicionamiento muscular en aquéllas.

En personas poco entrenadas y con un bajo control motor de su musculatura, se ha observado que al manejar cargas y ventilar de forma acelerada, hay un aumento de la compresión raquídea y una menor estabilidad (McGill y cols., 2003).

Cuando se realiza una flexión de tronco para elevar una carga, se puede realizar el movimiento principalmente a través del eje coxofemoral (técnica squat) (Figura 1), a través de una flexión intervertebral del raquis dorsal y lumbar (técnica stoop) (Figura 2), o mediante una combinación de ambas (McGill y cols., 2000). El riesgo de lesión al manejar cargas está más influenciado por el grado de flexión lumbar que por el uso de una técnica u otra (Potvin y cols., 1991). De hecho, se puede observar a personas que levantan un peso o un objeto flexionando las rodillas, pero con el raquis lumbar y dorsal flexionado (Figura 3). Al manejar cargas, si se dispone un pie adelantado respecto al otro aumenta la estabilidad antero-posterior y el control sagital del raquis es menos complejo que con pies con un apoyo paralelo. No obstante, el apoyo adelantado es una situación asimétrica que aumenta las cargas de cizalla lateral (Kollmitzer, 2002).



Figura 1. Fase de recogida de una carga del suelo utilizando la técnica squat.
El raquis se dispone lo más alineado posible.



Figura 2. Fase de recogida de una carga del suelo utilizando la técnica stoop.
El raquis dorso-lumbar se flexiona y hay una menor flexión de rodillas.



Figura 3. Postura incorrecta del raquis al desplazar un banco.

Conforme se manejan cargas más pesadas y se realizan los movimientos a mayor velocidad, aumenta la flexión del raquis (Lavender y cols., 1999; Davis y cols., 1998; Davis y Marras, 2000). No obstante, otros estudios no encuentran relación entre la carga y el rango de flexión lumbar. De un modo u otro, una elevación continuada de cargas produce deformación viscoelástica en los tejidos pasivos, posibilitando un mayor rango de flexión vertebral (Parkinson y cols., 2004; Granata y Shanford, 2000).

La técnica *stoop*, caracterizada por una mayor flexión raquídea (Potvin y cols., 1991; Holmes y cols., 1992), produce una transferencia de carga del músculo a los tejidos pasivos y aumenta el estrés de cizalla anterior por la mayor tracción de los ligamentos vertebrales del arco posterior (supraespinoso e interespinoso, especialmente) (McGill y cols., 2000; Potvin y cols., 1991). Estos poseen un brazo de palanca más corto que el conjunto de los extensores lumbares y, al ser tensados, imponen mayor estrés en los discos intervertebrales (Cholewicki y McGill, 1992). Por el contrario, el brazo de palanca del *erector spinae* disminuye cuando el raquis lumbar está flexionado (Wilke y cols., 2003), afectando a su capacidad para desarrollar tensión, lo que aumenta el estrés compresivo en los discos intervertebrales (Tveit y cols. 1994;

Macintosh y cols., 1993; Dolan y Adams, 1992). En un estudio de Potvin y cols. (1991), la media de flexión lumbar de los sujetos estuvo en torno a 59°, y los ligamentos comenzaron a reclutarse a los 38° de flexión.

El estrés aumenta a mayor grado de flexión vertebral (Potvin y cols., 1991; Norman y cols., 1998; Granata y Wilson, 2001; Adams y Dolan, 1995), y reduce la tolerancia a la carga compresiva, incrementando el riesgo de hernia discal posterior (Dolan y Adams, 1998; McGill y cols., 2000). La técnica *stoop* se caracteriza por una mayor flexión vertebral lumbar y dorsal si las rodillas están extendidas (Dolan y cols., 1994), siendo la extensibilidad isquiosural una variable determinante en la disposición del raquis dorso-lumbar y en la activación de los extensores lumbares, ya que las personas con mayor flexibilidad isquiosural presentan niveles de activación más elevados en los extensores lumbares (Shin y cols., 2004).

Además, la flexión lumbar reduce el coseno del ángulo que forma la línea de acción de las fibras del *longissimus thoracis pars lumborum* e *iliocostalis lumborum pars lumborum* respecto al eje compresivo del raquis, comprometiendo la habilidad de los extensores lumbares para soportar las fuerzas de cizalla anterior (McGill y cols., 2000). Si una persona sujeta una carga con el raquis lumbar flexionado y aparece el fenómeno flexión-relajación, el *erector spinae* lumbar genera menos fuerzas de cizalla posterior (Potvin y cols., 1991), provocando un aumento del estrés de cizalla anterior. Se ha comprobado que existe una mayor incidencia de lesiones en personas que están sometidas frecuentemente a posturas donde aumenta el estrés de cizalla (McGill, 2004), y si alcanza o supera los 1000 N se genera un mayor riesgo de lesión (McGill, 2004), como la avulsión del platillo vertebral (McGill, 2002).

La técnica *squat* se caracteriza por una mayor participación de miembros inferiores, especialmente flexión de rodillas, manteniendo el raquis más alineado. No obstante, algunas personas, aún flexionando sus rodillas, mantienen el raquis dorso-lumbar flexionado. En el manejo y elevación de cargas, conservar la curva lumbar alineada o ligeramente rectificadas, activa la

musculatura lumbar (Hart y cols. 1987; Holmes y cols., 1992; Delitto y Rose, 1992), reduce el estrés de cizalla anterior (Granata, 1998), y los ligamentos vertebrales no generan prácticamente estrés alguno (Potvin y cols., 1991; McGill y Norman, 1992; Cholewicki y McGill, 1992; McGill, 1997a y 1997b). Además, cambia la línea de acción de las fibras del *longissimus thoracis pars lumborum* e *iliocostalis lumborum pars lumborum*, que ejercen su tensión oblicuamente respecto al eje compresivo del raquis lumbar, produciendo fuerzas de cizalla posterior en la vértebra superior, que se oponen a las fuerzas de cizalla anterior (McGill y Norman, 1992; McGill, 1997b; McGill y cols., 2000).

Cuando una persona coge una carga con el raquis lumbar y dorsal flexionado, y modifica esta posición, colocando el raquis dorso-lumbar alineado, el estrés de cizalla anterior disminuye considerablemente (Potvin y cols., 1991; McGill, 2002) (Figura 4). La presión intradiscal al coger una carga de 20 Kg con raquis flexionado (stoop) es de 2.30 Mpa, mientras que al colocar el raquis alineado (squat) la presión desciende hasta 1.70 Mpa (Wilke y cols., 1999).

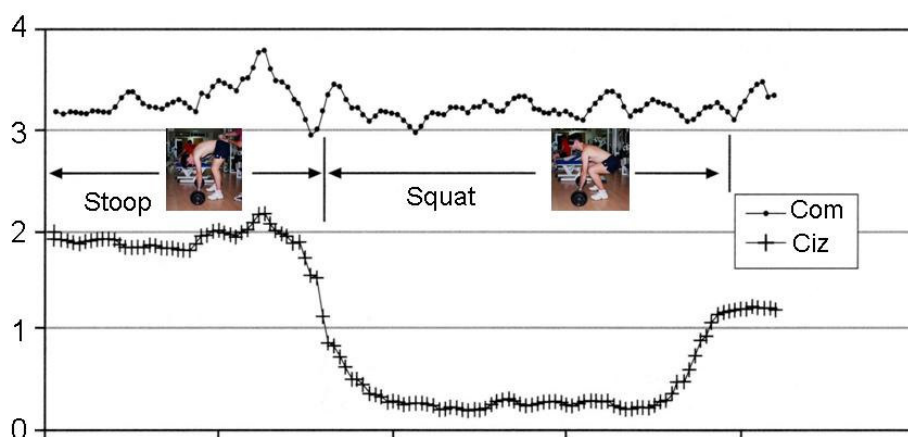


Figura 4. Efecto de la técnica de manejo de una carga (stoop o squat) en el estrés compresivo (Com) y estrés de cizalla anterior (Ciz) (Modificado de McGill, 2002).

Si se movilizan cargas en condiciones de fatiga de los extensores lumbares, el momento flexor sobre el raquis lumbar se incrementa (Dolan y Adams, 1998), aumentando el estrés en discos y ligamentos intervertebrales (Mannion, 1999). Se ha comprobado que cuando se realizan elevaciones continuadas de una carga colocada en el suelo, el cuádriceps se fatiga y la carga se va recogiendo de una forma más parecida a la técnica stoop (Hagen y cols., 1995).

En algunas ocasiones los usuarios realizan ejercicios en sedentación con mancuernas y, al acabar las repeticiones de la serie, sin levantarse del banco, las dejan en el suelo, lo que precisa de una importante flexión dorso-lumbar (López, 2003) (Figura 5). Es más aconsejable levantarse manteniendo el raquis alineado (similar a la técnica squat) y, a continuación, dejarlas en unos soportes que estén elevados de la altura del suelo. En el caso de tener que depositarlas y recogerlas del suelo, se debería utilizar la técnica squat.



Figura 5. Posición de flexión dorso-lumbar en sedentación al depositar las mancuernas en el suelo tras un ejercicio realizado en el banco.

Como recomendación para cualquier manejo y recogida de cargas, es preciso mantener el raquis lo más alineado posible (McGill, 1998; Liebenson, 2004; Vakos y cols., 1994), para aumentar la estabilidad (Granata 1998; Vakos y cols, 1994), y reducir el estrés vertebral (McGill, 1997b; Cholewicki y cols., 1991), especialmente el de cizalla anterior (McGill, 2004). Liebenson (2002) recomienda realizar una adecuada preparación (calentamiento) del raquis antes de manejar cargas. Adams y Dolan (1995) recomiendan: elevar las cargas lentamente, cerca del centro de gravedad, sin movimientos de rotación vertebral; evitar la flexión del raquis a primera hora de la mañana; reducir los movimientos de flexión para minimizar el estrés en discos intervertebrales y ligamentos; realizar ejercicios para mantener o aumentar la fuerza de los tejidos raquídeos; y evitar posturas hiperlordóticas, así como posturas de flexión raquídea.

Cinturones abdominales.

La colocación de un cinturón abdominal al ejecutar ejercicios de fuerza es común entre algunas personas. Al colocarse y tensar el cinturón alrededor del abdomen, se previene la protrusión anterior de la pared abdominal y se crea mayor resistencia a la contracción del recto abdominal. En esta circunstancia, se puede hacer una contracción más intensa de aquél, que presiona la parte anterior del cinturón, mientras en la parte posterior se comprimen los extensores lumbares, generando en ellos mayor rigidez (Miyamoto y cols., 1999) (Figura 6).

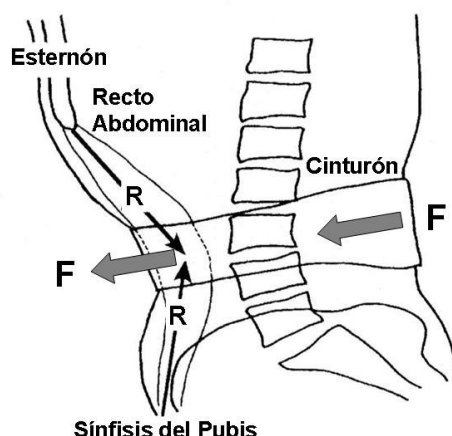


Figura 6. Efecto de un cinturón abdominal (Modificado de Miyamoto y cols., 1999).

Diversos estudios han mostrado incrementos en la presión intra-abdominal y en la presión intramuscular en el *erector spinae* (Miyamoto y cols., 1999) al levantar cargas con un cinturón abdominal (McGill y cols., 1990; Harman y cols., 1989; Cholewicki y cols., 1998 y 1999; Lander y cols., 1990 y 1992), lo que incrementa la rigidez del tronco (Lavender y cols. 2000), reduce la compresión discal e incrementa la estabilidad lumbar (Cholewicki y cols, 1999). Los cinturones parecen reducir el rango de flexión del tronco, si bien no reducen significativamente las cargas sobre la articulación lumbosacra (Granata y cols. 1997).

Otros estudios muestran que el uso de un cinturón no tiene efectos sobre la actividad muscular, excepto sobre el *thoracic erector spinae* en el movimiento de extensión y el *lumbar erector spinae* en flexión, donde se reduce su activación (Cholewicki y cols. 1998; 1999). Al movilizar cargas submáximas, un cinturón no modifica los patrones de activación muscular, excepto en la musculatura abdominal, pues aumenta la activación del recto abdominal y disminuye la actividad del oblicuo externo (Escamilla y cols., 2002). Por ello, los beneficios del cinturón deben interpretarse con cautela, ya que esta

disminución de activación muscular reduce la estabilización raquídea.

McGill y cols. (1994) encontraron que colocarse un cinturón abdominal y realizar una apnea tras una inspiración completa, aumenta la rigidez del tronco en la inclinación lateral y rotación vertebral, si bien no ocurre lo mismo en la flexo-extensión del tronco, movimientos más involucrados en la elevación de cargas. McGill y cols. (1990) indican que los cambios en la actividad muscular y presión intra-abdominal durante la elevación de cargas no justifica el uso de cinturones abdominales. Además, el cinturón incrementa, aunque no significativamente, la presión sistólica media y la frecuencia cardíaca, por lo que las personas que se coloquen un cinturón abdominal deberían considerar el riesgo asociado con la mayor carga cardiovascular que genera (Rafacz y McGill, 1996).

Referencias bibliográficas

Adams MA, Dolan P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clin Biomech* 1995;10:3-19.

Cholewicki J, Juluru K, McGill SM. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J Biomech* 1999;32:13-7.

Cholewicki J, Juluru K, Panjabi MM, Radebold A, McGill SM. (1998). Can an abdominal belt and/or intra-abdominal pressure increase spine stability?. *North American Congress on Biomechanics*. Waterloo, 14-18 Agosto.

Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J* 1999;8:388-95.

Cholewicki J, McGill SM, Norman RW. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:1179-86.

Cholewicki J, McGill SM. Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech*

1992;25:17-28.

Davis KG, Marras WS, Waters TR. Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. Clin Biomech 1998;13:141-52.

Davis KG, Marras WS. Partitioning the contributing role of biomechanical, psychosocial, and individual risk factors in the development of spine loads. Spine J 2003;3:331-8.

Davis KG, Marras WS. The effects of motion on trunk biomechanics. Clin Biomech 2000;15:703-17.

Delitto RS, Rose SJ. An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. Phys Ther 1992;72:438-48.

Dolan P, Adams MA. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. J Biomech 1998;31:713-21.

Dolan P, Adams MA. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. J Biomech 1992;26:513-22.

Dolan P, Earley M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. J Biomech 1994;27:1237-48.

Escamilla RF, Francisco AC, Kayes AV, Speer KP, Moorman CT. An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. Med Sci Sports Exerc 2002;34:682-8.

Fujiwara A, Lim TL, An HA, Tanaka N, Jeon CH, Andersson GBJ, et al. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. Spine 2000;25:3036-44.

Goldish GD, Quast JE, Blow JJ, Kuskowski MA. Postural effects on intra-abdominal pressure during Valsalva maneuver. Arch Phys Med Rehabil 1994;75:324-7.

Granata KP, Marras WS, Davis KG. Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. Clin Biomech 1997;12:107-15.

Granata KP, Shanford AH. Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. Spine 2000;25:1413-18.

Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. Clin Biomech 2001;16:650-9.

Granata KP. Structural injury tolerance of the spine: stability and lumbar lordosis in lifting. En: North American Congress on Biomechanics, 14-18 Agosto, Waterloo, Ontario, Canada, 1998.

Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. Clin Biomech 2001;16:650-9.

Granata KP, Marras WS, Davis KG. Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. Clin Biomech 1999;14:367-75.

Hagen KB, Sørhagen O, Harms-Ringdahl K. Influence of weight and frequency on thigh and lower-trunk motion during repetitive lifting employing stoop and squat techniques. Clin Biomech 1995;10:122-7.

Harman EA, Rosenstein RM, Frykman PN, Nigro GA. Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. Med Sci Sports Exerc 1989;21:186-90.

Hart DL, Stobbe TJ, Jaraiedi M. Effect of lumbar posture on lifting. Spine 1987;12 :138-45.

Holmes JA, Damaser MS, Lehman SL. Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in lordotic and kyphotic squat lifting. Spine 1992;17:327-34.

Kollmitzer J, Oddsson L, Ebenbichler GR, Giphart JE, DeLuca CJ. Postural control during lifting. J Biomech 2002;35:585-94.

Lander JE, Hundley JR, Simonton RL. The effectiveness of weight belts during multiple repetitions of the squat exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:603-9.

Lander JE, Simonton RL, Giacobbe JK. The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:117-26.

Lavender SA, Li YC, Andersson GB, Natarajan RN. The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics* 1999;42:111-25.

Lee Y, Kang S. Effect of belt pressure and breath held on trunk electromyographic. *Spine* 2002;27:282-90.

Liebenson C. Are prolonged sitting postures bad for the back?. *J Body Mov Ther* 2002;6:151-3.

Liebenson C. How to take care of your back. *J Body Mov Ther* 2004;8:85-7.

López-Miñarro PA. Análisis de ejercicios de acondicionamiento muscular en salas de musculación. Incidencia sobre el raquis en el plano sagital. [Tesis doctoral]. Murcia: Universidad de Murcia; 2003.

Macintosh JE, Bogduk N, Percy MJ. The effects of flexion on the geometry and actions of the lumbar erector spinae. *Spine* 1993;18:884-93.

Mannion AF. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:363-77.

Marras W, Ferguson SA, Burr D, Davis KG, Gupta P. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine J* 2004;4:64-75.

Marras WS, Dais KG, Jorgensen M. Spine loading as a function of gender. *Spine* 2002;27:2514-20.

Marras W, Davis KG, Ferguson SA, Lucas BR, Gupta P. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine* 2001;26:2566-74.

Marras WS, Granata, K. The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free dynamic lifting. *J Electromyogr Kinesiol* 1997;7:259-68.

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:353-9.

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

McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics* 1990;33:147-60.

McGill SM, Norman RW. Low back biomechanics in industry - Prevention of injury. En: Grabiner MD, editor. *Current issues in Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics; 1992. p. 69-120.

McGill SM, Seguin J, Bennett G. Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. *Spine* 1994;19:696-704.

McGill SM. Distribution of tissue loads in the low back during a variety of daily and rehabilitation tasks. *J Rehabil Res Dev* 1997b;34:448-58.

McGill SM. Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther* 1998;78:754-65.

McGill SM. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J Biomech* 1997a;30:465-75.

McGill SM. *Ultimate back fitness and performance*. Waterloo: Wabuno Publishers; 2004.

McGill SM. The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. *Spine* 1992;17:1187-93.

McGill SM. Low back disorders. Evidence-Based prevention and rehabilitation. Champaign: Human Kinetics., 2002.

Miyamoto K, Linuma N, Maeda M, Wada E, Shimizu K. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clin Biomech* 1999;14:79-87.

Norman R, Wells P, Neumann P, Frank J, Shannon H, Kerr M. A comparison of peak vs. cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin Biomech* 1998;13:561-73.

Parkinson RJ, Beach TAC, Callaghan JP. The time-varying response of the in vivo lumbar spine to dynamic repetitive flexion. *Clin Biomech* 2004;19:330-6.

Polga DJ, Beaubien BP, Kallemeier PM, Schellhas KP, Lee WD, Buttermann GR, et al. Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine* 2004;29:1320-4.

Potvin JR, McGill SM, Norman RW. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine* 1991;6:1099-107.

Shin G, Shu Y, Li Z, Jiang Z, Mirka G. Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:485-94.

Simunic I, Broom D, Robertson P. Biomechanical factors influencing nuclear disruption of the intervertebral disc. *Spine* 2001;26:1223-30.

Sparto PJ, Parnianpour M. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. *Spine* 1998;23:2563-73.

Steffen T, Baramki HG, Rubin R, Antoniou J, Aebi M. Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading. Clin Biomech 1998;13:495-505.

Tveit P, Daggfeldt K, Hetland S, Thorstensson A. Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. Spine 1994;19:199-204.

Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. Spine 1994;19:687-95.

Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine 1999;24:755-62.

Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, Graichen F, Claes L, Bergmann G. A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension. Spine 2003;28:2585-93.

Wilke HJ, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes LE. Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. Clin Biomech 2001;1:S111-26.

Young JL, Press JM, Herring SA. The disc at risk in athletes: perspectives on operative and nonoperative care. Med Sci Sports Exerc 1997;29 (suppl 7): 222-32.