

Mecanismos de producción de lesiones raquídeas

[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>

Factores de influencia en la lesión raquídea.

Comprender el proceso de una lesión raquídea requiere conocer las diferentes funciones de la musculatura y los tejidos pasivos en la transmisión y amortiguación de cargas (Cholewicki y McGill, 1992). La estimación del riesgo de lesión en el raquis requiere cuantificar la historia de carga en los diferentes tejidos (McGill, 2002).

La lesión o fallo de un tejido ocurre cuando la carga aplicada excede el umbral de tolerancia o fuerza del mismo (Doers y Kang, 1999; Brereton y McGill, 1999). La tolerancia del tejido es modulada por su historia previa de carga y los períodos de recuperación (Brereton y McGill, 1999). Las variables más importantes que se relacionan con el proceso de lesión y la extensión del mismo son la carga (tipo de estrés, intensidad, movimiento realizado, etc.) y las propiedades del tejido (McGill, 2002; Davis y Marras, 2000).

Los tejidos fallan al ser solicitados de forma excesiva. Esto puede ocurrir bajo el efecto de una carga única, que sobrepasa el umbral de resistencia

máxima o, con más frecuencia, por la repetición de cargas por debajo de ese umbral (lesiones por sobrecarga). Existe una relación entre la carga que se aplica y el número de repeticiones que puede soportar la estructura: si la carga está muy próxima a su umbral de tolerancia, pocas repeticiones pueden provocar una lesión, pero cuanto más se aleja del umbral, se necesita un mayor número de repeticiones para producirla (Figura 1). En este proceso, el riesgo de fallo se incrementa con la fatiga muscular y la deformación viscoelástica de los tejidos pasivos.

Las estructuras raquídeas están sometidas a cargas externas e internas, producidas por los tejidos para generar movimientos y mantener posturas (McGill, 1997a). Una adecuada integridad estructural y funcional de los tejidos del raquis requiere de una aplicación óptima de carga (McGill, 1997a; 2002). El raquis lumbar es un sistema mecánico complejo, y una lesión aguda en alguna de sus estructuras es posible pero no habitual. No obstante, si la magnitud de una carga excede el umbral de tolerancia de los tejidos, estos pierden, parcial o totalmente, su integridad estructural y funcionalidad, produciendo una lesión (Figura 1).

Una lesión también puede ser provocada por una carga inesperada y rápida sobre el raquis, que aumenta las fuerzas que recaen sobre el raquis y reduce significativamente el margen de seguridad (Wilder y cols., 1996; Magnusson y cols., 1996).

No obstante, la variabilidad individual y el grado de adaptación de cada persona provoca que, para una misma carga, en un sujeto se fortalezcan las estructuras músculo-esqueléticas, mientras en otro se genere un fallo en los tejidos.

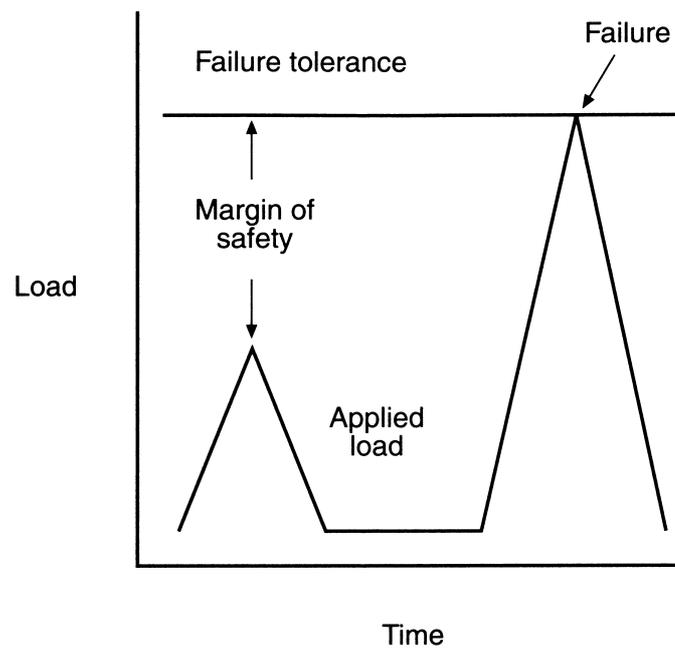


Figura 1. Relación carga aplicada y umbral de tolerancia de los tejidos ante la aplicación de dos cargas de distinta intensidad.

Imagen extraída de:

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

La mayor parte de las lesiones raquídeas son resultado de un proceso continuo de acumulación de traumas y estrés, que se exterioriza a través de un evento culminante (McGill, 1997b; Adams y Dolan, 1997). Se ha comprobado experimentalmente que el exceso de compresión, de movimientos forzados y una sedentación prolongada, disminuyen progresivamente el umbral de tolerancia de los tejidos (McGill, 1997b; Adams y Dolan, 1997).

Por ejemplo, los trabajadores del campo o de la construcción, que mantienen su raquis flexionado durante un tiempo prolongado, generan mayor estrés en los tejidos pasivos posteriores y se producen cambios en el mecanismo de autoestabilidad del disco intervertebral, reduciendo el umbral de tolerancia de los tejidos (McGill, 1997b) (Figura 2).

Como indica McGill (1997a), para que se produzca una lesión no se requiere necesariamente, de altas magnitudes de cargas, sino que cargas moderadas repetidas y/o mantenidas pueden producirla. Cuanto más ciclos aplicados, menor intensidad requiere la carga para producir un proceso de degeneración (Adams y Dolan, 1997).

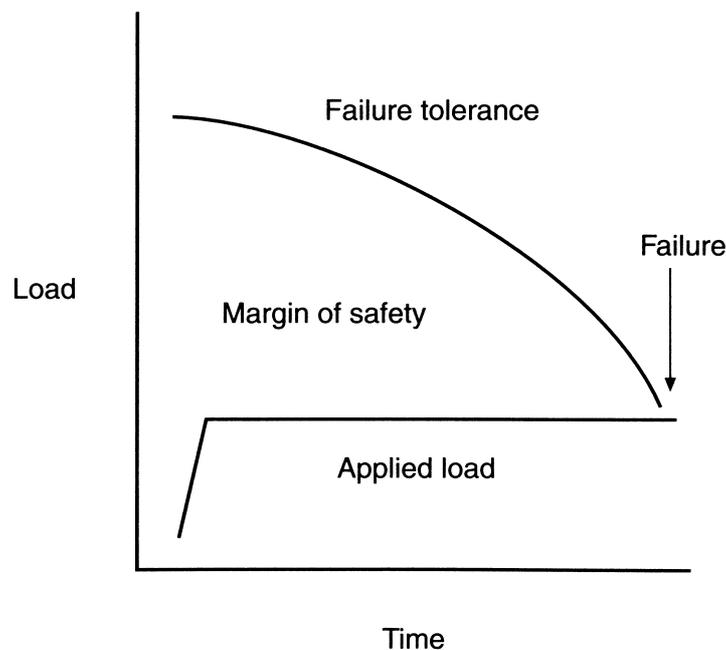


Figura 2. Relación carga aplicada y tolerancia de los tejidos en movimientos de flexión mantenida de tronco (Tomado de McGill, 1997b).

Imagen extraída de:

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

Las posturas de flexión del tronco tensan los ligamentos del arco vertebral posterior y las fibras posteriores del anillo fibroso, disminuyendo el umbral de tolerancia de los tejidos. El estiramiento de los ligamentos incrementa la laxitud articular y el estrés de cizalla, incrementando el riesgo de hiperflexión articular e inestabilidad local (McGill, 1997b).

Cuando una persona realiza una actividad continuada de manejo y transporte de cargas, se produce un aumento del estrés en los tejidos del raquis, reduciendo el umbral de tolerancia de los mismos (Figura 3). Conforme se aproxima a cero el margen de seguridad, la lesión raquídea es más probable (McGill, 1997b).

La flexión estática del raquis lumbar en actividades ocupacionales y deportivas impone un gran estrés en los tejidos viscoelásticos, provocando una deformación residual importante, disminución de las fuerzas musculares de estabilización y espasmos (Jackson y cols., 2001). En opinión de Ebenbichler y cols. (2001) estas posturas inducen estrés de tensión en los tejidos pasivos del raquis, aumentando la laxitud de las articulaciones intervertebrales.

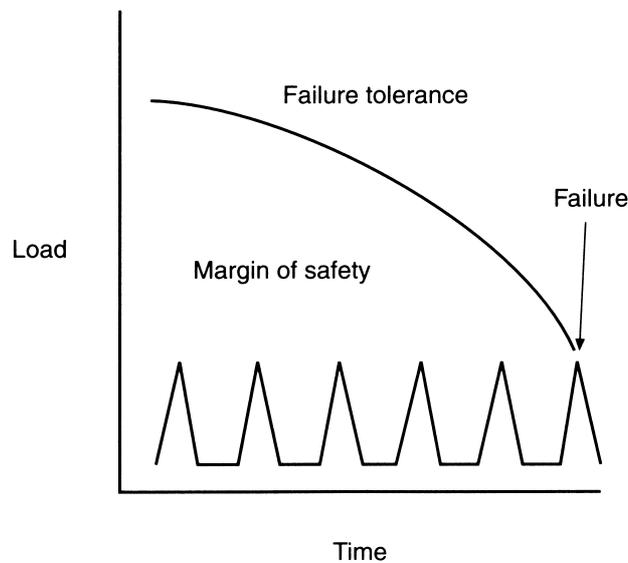


Figura 3. Relación carga aplicada y tolerancia de los tejidos en actividades de manejo manual de cargas (Tomado de McGill, 1997b).

Imagen extraída de:

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

Algunos estudios epidemiológicos han relacionado las cargas repetitivas y de gran intensidad con la degeneración discal. Experimentos en raquis de cadáveres confirman que la carga mecánica repetida puede producir fallos mecánicos en los discos lumbares (Adams y Dolan, 1997). Incrementos súbitos en las cargas que inciden en el raquis pueden conducir a un fallo discal, siempre y cuando la carga exceda el umbral de tolerancia de los tejidos (Adams y Dolan, 1997).

Fases de recuperación o descanso son necesarias para que la capacidad de los tejidos se recupere total o parcialmente (Figura 4). De este modo, el margen de seguridad aumenta y se dificulta la aparición de una lesión.

Existe un amplio margen de seguridad durante las actividades que demandan un gran esfuerzo muscular. Por el contrario, tareas más ligeras presentan un mayor riesgo de lesión raquídea, especialmente si se reduce la rigidez en los tejidos pasivos (Cholewicki y McGill, 1996).

Cholewicki y McGill (1996) demostraron que el riesgo de lesión debido a la pérdida de estabilidad se incrementa con la disminución de la cantidad de esfuerzo muscular requerido. Así, persona puede estar trabajando todo el día ante unas demandas físicas importantes sin que aparezca una lesión, y a la hora de coger un bolígrafo del suelo, al anochecer, puede producirse. El mecanismo exacto de la lesión no ha podido establecerse, pero la hipótesis hace referencia a una pérdida momentánea de estabilidad que podría llevar a un desplazamiento intervertebral excesivo, irritando los nociceptores del tejido conectivo, tejidos blandos o nervios raquídeos. A la inversa, la necesidad súbita de recuperar la estabilidad raquídea podría provocar espasmos musculares, sobrecargando alguna articulación raquídea. Si el sistema de control motor detecta el riesgo de hiperflexión lumbar, una posible respuesta sería la activación de los músculos intrínsecos cortos que cruzan la articulación inestable contrarrestando los grandes desplazamientos de la misma. En esta situación, este músculo queda sujeto a un gran riesgo de sobrecarga y lesión.

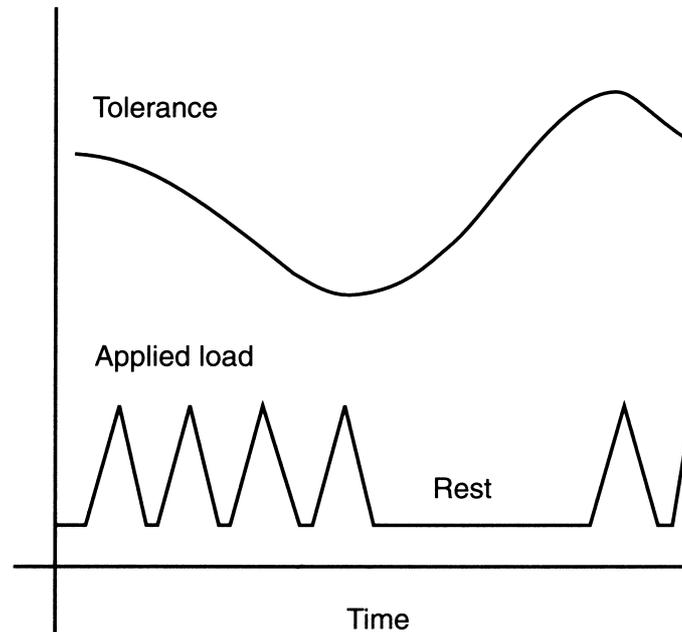


Figura 4. Relación entre carga aplicada y tolerancia de los tejidos con una fase de recuperación (Tomado de McGill, 1997b).

Imagen extraída de:

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

La zona neutral es un concepto muy utilizado en los últimos años, y hace referencia al rango de movimiento intervertebral en la postura de bipedestación donde los tejidos pasivos ofrecen poca resistencia. La zona neutral es una medida clínica importante de la estabilidad del raquis. Esta zona podría incrementar ante lesiones del raquis o debilidad muscular, lo que podría generar inestabilidad (Figura 5) (Panjabi, 2003).

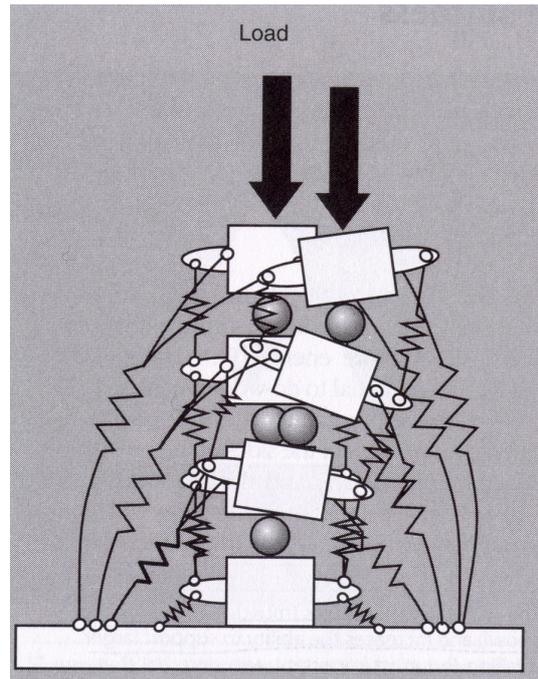


Figura 5. Inestabilidad intervertebral bajo carga compresiva (Tomado de McGill, 2002).

extraída de:

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

La activación muscular disminuye el rango de movimiento y la zona neutral de los segmentos móviles, sobre todo en flexión y extensión. La zona neutral en la flexo-extensión disminuye un 83% por la activación muscular (Wilke y cols., 1995).

Para reducir el daño en los tejidos, McGill (2002) presenta una serie de recomendaciones:

1. Reducir los picos (y la acumulación) de compresión raquídea para reducir el riesgo de fracturas en el platillo vertebral.
2. Evitar los movimientos de flexión máxima del tronco, especialmente a primera hora de la mañana, para reducir el riesgo de hernia discal.

3. Reducir los movimientos repetidos de flexión y extensión completa del raquis para reducir el riesgo de fractura en la *pars interarticularis*.
4. Reducir las fuerzas de cizalla para minimizar el riesgo de lesión en las facetas articulares y arco vertebral.
5. Reducir el tiempo de sedentación, particularmente si se acompaña de vibración, para reducir el riesgo de hernia discal.

Referencias bibliográficas

Adams MA, Dolan P. Could sudden increases in physical activity cause degeneration of intervertebral discs?. Lancet 1997;350:734-5.

Brereton LC, McGill SM. Effects of physical fatigue and cognitive challenges on the potential for low back injury. Hum Mov Sci 1999;18:839-57.

Cholewicki J, McGill SM. Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. J Biomech 1992;25:17-28.

Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech 1996;11:1-15.

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

Doers TM, Kang JD. The biomechanics and biochemistry of disc degeneration. Curr Opin Orthop 1999;10:117-21.

Ebenbichler GR, Oddsson LI, Kollmitzer J, Erim Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. Med Sci Sports Exerc 2001;33:1889-98.

Jackson J, Solomonow M, Zhou B, Baratta RV, Harris M. Multifidus EMG and tension-relaxation recovery after prolonged static lumbar flexion. Spine 2001;26 :715-23.

Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, et al. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J* 1996;5:23-35.

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

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

Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:371-9.

Wilder DG, Pope MH. Epidemiological and aetiological aspects of low back pain in vibration environments - an update. *Clin Biomech* 1996;11:61-73.

Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 1995;20:192-8.