

Postura corporal y cargas 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>

Introducción.

Kendall y Kendall (1985) definen postura como la composición de las posiciones de todas las articulaciones del cuerpo humano en todo momento. Aguado y cols. (2000) definen postura desde un punto de vista mecánico como el posicionamiento del cuerpo, entendido como una estructura multisegmentaria.

Andújar y Santonja (1996) definen postura correcta como *"toda aquella que no sobrecarga la columna ni a ningún otro elemento del aparato locomotor"*, y postura viciosa *"la que sobrecarga a las estructuras óseas, tendinosas, musculares, vasculares, etc., desgastando el organismo de manera permanente, en uno o varios de sus elementos, afectando sobre todo a la columna vertebral"*. Aguado (1995) se refiere al término buena postura como *"aquella que satisfaga ciertas especificaciones estéticas y mecánicas"*.

Un concepto muy útil para Andújar y Santonja (1996) es el de postura armónica, considerada como *"la postura más cercana a la postura correcta que cada persona puede conseguir, según sus posibilidades individuales en cada momento y etapa de la vida"*.

El ser humano adapta su postura en función de la actividad que realiza; pero ésta se ve afectada por otros factores como el estado de flexibilidad de sus articulaciones, los hábitos, la fuerza de sus músculos, o por aspectos psicobiológicos. Tanto en la evolución filogenética como en la ontogénica, el hombre modifica su postura para adaptarla a los requerimientos del medio y de la actividad (Aguado y cols., 2000).

Entre las posturas de trabajo que más problemas generan se encuentran la manipulación de cargas y la sedentación. Para la Organización Internacional del Trabajo el manejo incorrecto de cargas es la causa más frecuente de accidente laboral (entre 20-25%) (Aguado y cols., 2000).

La importancia de la postura radica en que la magnitud de presión ejercida sobre los discos intervertebrales varía según la postura del raquis. La medición de tales magnitudes puede realizarse en base a modelos matemáticos, o bien mediante mediciones *in vivo*. El análisis de la estabilidad raquídea requiere de modelos matemáticos muy desarrollados que suplan los problemas éticos y metodológicos de la medición *in vivo*.

Análisis comparativo de la postura corporal

En posición erecta, el peso de todas las porciones superiores del organismo recae sobre los cuerpos vertebrales; por tanto, sobre una superficie de unos pocos centímetros cuadrados. La flexión del tronco y la flexión con cargas adicionales se acompañan de mayores aumentos de presión intradiscal. Según Nachemson (1976), en sedentación sin apoyar la espalda, la carga en el disco intervertebral es mayor que en bipedestación (Tabla 1).

Sentado en posición cifótica, y con inclinación hacia delante de la parte superior del cuerpo, la presión intradiscal aumenta (Figura 1), porque el punto de carga no se encuentra como en la posición lordótica, sobre el centro del disco intervertebral, sino que recae sobre la parte anterior del anillo fibroso.

Tabla 1. Cargas en el disco L₃ en un sujeto de 70 kilogramos en diferentes posiciones y actividades (Modificado de Nachemson, 1976).

ACTIVIDAD	CARGA EN EL DISCO (NEWTON)
Tendido supino	294
Bipedestación	686
Sedentación tronco erguido	980
Andando	833
Giros tronco eje longitudinal	882
Levantando 20 kg con raquis alineado y piernas flexionadas	2058
Levantando 20 kg raquis flexionado, piernas extendidas.	3332

En la sedentación se produce una retroversión pélvica y una disminución de la lordosis lumbosacra. Si la postura adoptada es incorrecta, el raquis lumbar pierde su concavidad posterior convirtiéndose en convexidad o inversión (Santonja, 1996).

Grandjean (1973) citado por Aguado (1995) muestra de forma aislada el componente estático en diferentes posturas habituales. Se ha observado como respecto al consumo metabólico basal, estar sentado lo aumenta un 3-5%, estar de pie lo incrementa de un 8-10%, y la flexión del tronco lo incrementa un 50-60%.

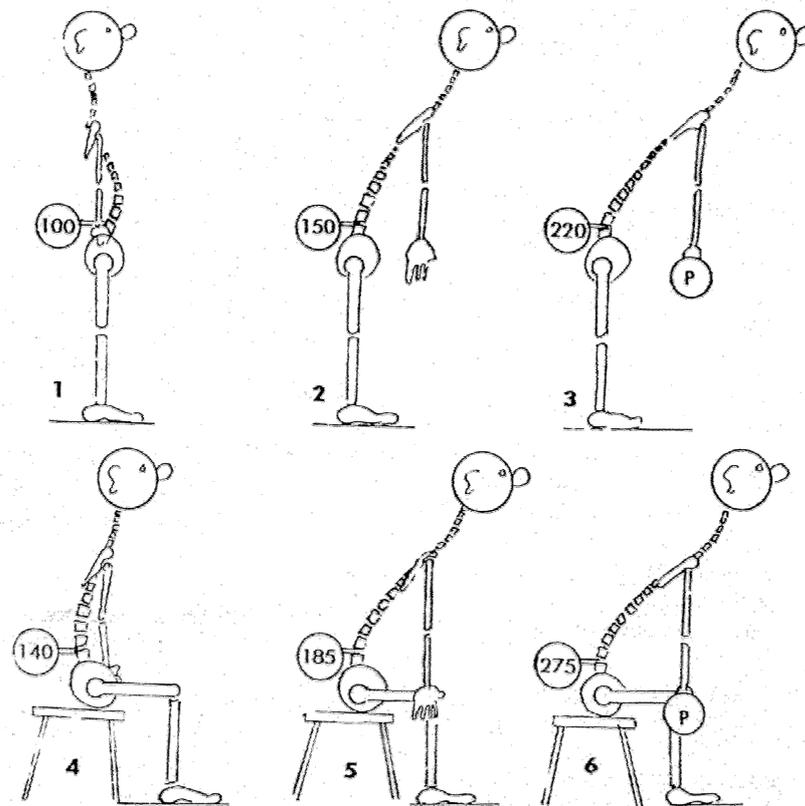


Figura 1. Modificaciones en la presión intradiscal según la postura adoptada (Tomado de Cailliet, 1990).

Cailliet, R. (1990). *Dorso*. México: Manual Moderno.

Wilke y cols. (1999) en un estudio de medición de la presión intradiscal (Figura 2), mediante un transductor de presión colocado en el centro del núcleo pulposo de L₄-L₅, concluyen que:

1. La postura de tendido supino con piernas ligeramente flexionadas produce una presión de 0.08 MiliPascales (MPa), la cual se incrementa a 0.11 MPa cuando se extienden las piernas, posiblemente por un incremento de las fuerzas musculares alrededor del raquis lumbar.

2. En postura prona con apoyo de antebrazos, y raquis extendido, la presión es aproximadamente de 0,25 MPa.

3. En bipedestación relajada, la presión intradiscal oscila entre 0.48-0.50 MPa. Al ejecutar la maniobra de Valsalva se incrementa a 0.92 MPa.

4. En sedentación relajada en taburete con el raquis alineado se genera una presión entre 0.45-0.50 MPa; la sedentación con un respaldo reduce la presión.

5. Flexionar el tronco en sedentación sin apoyo de brazos produce una presión de entre 0.83 y 0.90 en máxima flexión. Si se apoyan los antebrazos en los muslos se reduce al presión a 0.43 MPa.

6. Las elevaciones de pesos con piernas flexionadas y raquis alineado reducen la presión aproximadamente un 25% respecto a una postura flexionada del raquis.

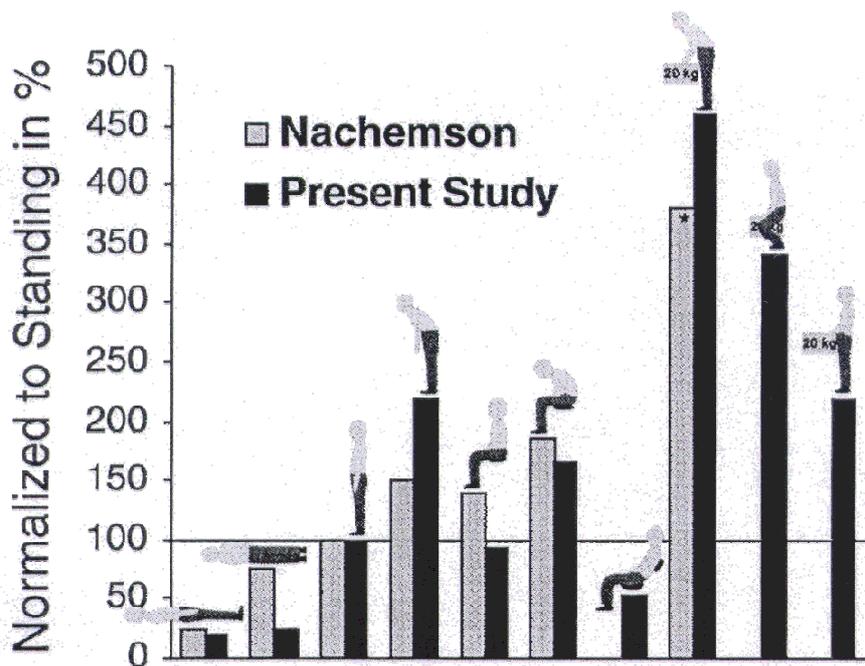


Figura 2. Comparación de la presión intradiscal entre los datos de Nachemson y el estudio de Wilke y cols. (1999) (Tomado de Wilke y cols., 1999).

Wilke, H.J.; Neef, P.; Caimi, M.; Hoogland, T. y Claes, L.E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.

Aunque sólo el 60% de la masa corporal se localiza en L₃-L₄, en una postura de sedentación o en bipedestación con 20° de flexión, la carga en L₃-L₄ es un 200% del peso corporal. Esta carga se incrementa hasta un 300% del peso corporal si se añaden 20 kg de peso en las manos (Doers y Kang, 1999).

Mediciones en vivo demuestran que la presión en el núcleo pulposo es dependiente de las condiciones de carga y postura, de modo que en sedentación la presión es mayor que respecto al decúbito (McNally y cols., 1994).

La presión intramuscular es también influida por la postura, de modo que las actitudes cifóticas producen presiones intramusculares entre 120-130 mmHg, mientras en bipedestación estos valores oscilan entre 10-25 mmHg. Los mayores niveles se encontraron cuando se sujetaba una carga de 20 kg. en una postura cifótica y con ésta separada 20 cm del cuerpo (Mueller y cols., 1998).

Sedentación.

Evidencias epidemiológicas han demostrado que existe un incremento del riesgo de hernia discal en aquellas personas que realizan trabajos sedentarios en sedentación. En esta posición hay un aumento de la presión intradiscal respecto a la bipedestación, se incrementa el estrés en la pared posterior del anillo fibroso, los ligamentos posteriores reducen su resistencia a la flexión, se incrementan los movimientos de cizallamiento y se reduce la ventaja mecánica de los extensores lumbares, derivando en conjunto en un aumento de la carga compresiva (McGill, 1997b).

La sedentación prolongada es un factor de riesgo importante de algia lumbar (Lengsfeld y cols., 2000; Green y cols., 2002). Los sujetos que pasan la mitad de su jornada laboral sentados tienen tres veces más riesgo de sufrir una hernia discal (Callaghan y McGill, 1998).

En sedentación asténica la flexión lumbar se aproxima al máximo valor angular obtenido durante la flexión del tronco máxima desde bipedestación (Callaghan y McGill, 1998; Green y cols., 2002) (Figura 3).

En la sedentación asténica, puesto no hay un aumento de la activación muscular lumbar y hay una disminución de la actividad torácica, los tejidos pasivos (ligamentos, fascia tóraco-lumbar, etc.) deben sostener el momento de resistencia generado, estresando las estructuras pasivas, circunstancia que puede desencadenar dolor (Callaghan y Dunk, 2002).

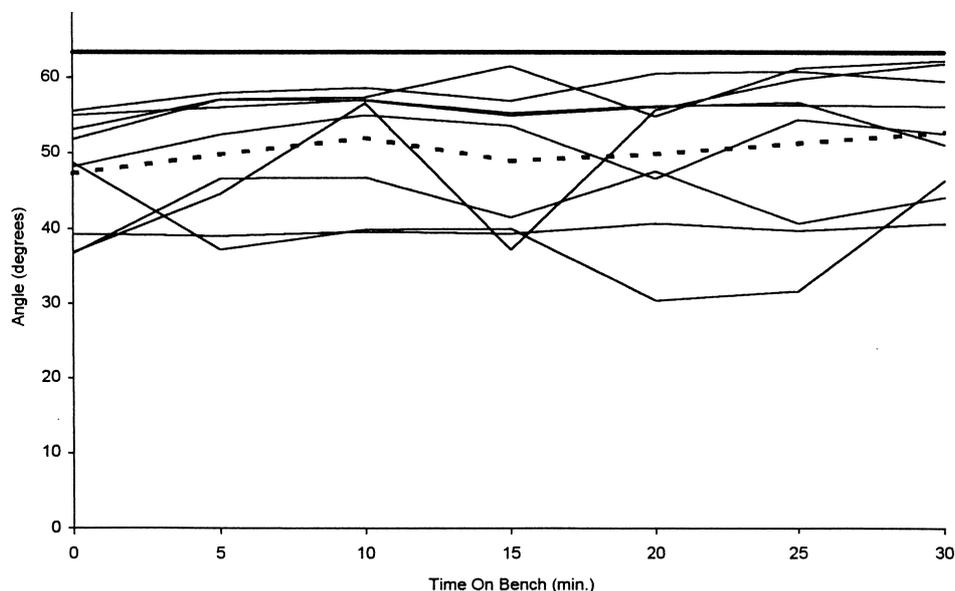


Figura 3. Postura de sedentación de 9 sujetos sanos jugadores de voleibol (la línea gruesa superior es la media del rango máximo voluntario de flexión lumbar, mientras la línea punteada es la flexión lumbar media asumida durante la sedentación. El valor 0° representa la lordosis lumbar en bipedestación) (Tomado de Green y cols., 2002).

Green, J.P.; Grenier, S.G. y McGill, S.M. (2002). Low back stiffness is altered with warm-up and bench rest: implications for athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(7), 1076-1081.

Andersson y cols. (1979) usando radiografías encontraron cambios de la curva lumbar al pasar de la bipedestación a la sedentación, de modo que

acontecía una flexión lumbar de 38°, donde los segmentos L₄-L₅ y L₅-S₁ tenían los mayores cambios relativos, con 10° cada uno.

Pasar de la bipedestación a la sedentación produce cambios en la angulación de la lordosis (Lord y cols., 1997):

- De 49° a 34° midiendo de L₁ a S₁.
- De 47° a 33° de L₂ a S₁.
- De 31° a 22° de L₄ a S₁.
- De 18° a 15° de L₅ a S₁.

La lordosis segmentaria y total es significativamente diferente en las posturas de bipedestación y sedentación. La lordosis se incrementa casi un 50% cuando el sujeto pasa de la sedentación a la bipedestación. Colocar un respaldo lumbar incrementa la lordosis (Lord y cols., 1997).

En un trabajo sobre el fenómeno flexión-relajación en bipedestación y sedentación realizado por Callaghan y Dunk (2002), el raquis lumbar se flexionaba, de media, un 36% en sedentación alineada respecto a la bipedestación, y un 52% en la sedentación asténica. En ésta se redujo la activación de oblicuo interno, multifido y erector spinal torácico, reduciendo la estabilidad muscular (O`Sullivan y cols., 2001).

Callaghan y McGill (1998) y Wilke y cols. (2001) indican que las fuerzas compresivas en el raquis lumbar aumentan cuando se adopta una posición de sedentación (Figura 4).

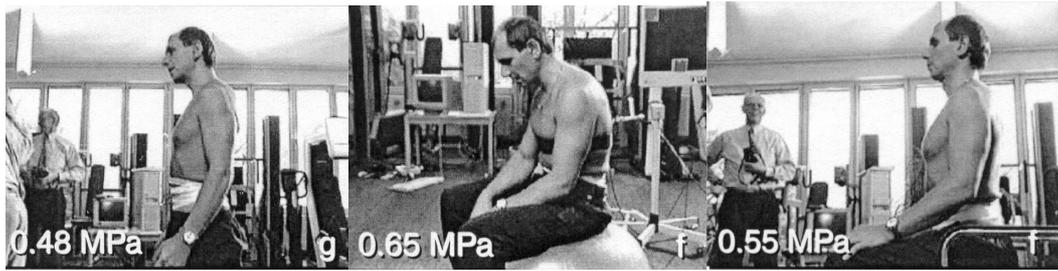


Figura 4. Presión intradiscal (en megapascales: Mpa) en el disco L₄-L₅ en bipedestación, sedentación relajada sobre megabalón y sedentación erecta (Tomado de Wilke y cols., 2001).

Wilke, H.J.; Neef, P.; Caimi, M.; Hoogland, T. y Claes, L.E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.

Lord y cols. (1997) citando un trabajo de Farfan y cols. (1972) realizado *post-mortem* relacionan la rectificación lumbar con degeneración discal en la articulación lumbo-sacra, sugiriendo un efecto protector de la lordosis lumbar en la misma.

Mantener lordosis lumbar en sedentación es preferible porque disminuye la tensión en los ligamentos del arco posterior y previene la deformación de la pared posterior del disco intervertebral.

Hedman y Fernie (1997) en un estudio *in vitro*, sometieron a 12 raquis lumbares (L1-S1) a una carga constante de 500 N durante 30 minutos, en las posiciones de inversión y lordosis lumbar, midiendo las fuerzas que recaían sobre diferentes estructuras de las articulaciones intervertebrales. Sus resultados indicaron que mantener una postura lordótica es preferible, ya que se distribuyen las cargas sobre diferentes estructuras espinales. Mientras, la postura invertida aumentaba las fuerzas de tensión en la pared posterior del anillo.

Los resultados específicos del estudio de Hedman y Fernie (1997) fueron:

1. La fuerza media localizada en las facetas de la articulación L₄-L₅ fue mayor en la postura lordótica (50.7 ± 32.2 N) que en la postura invertida (5.6 ± 7.5 N).
2. La fuerza compresiva discal media fue mayor en la postura invertida (165 ± 133 N) que en la postura lordótica (53.0 ± 46.9 N).
3. No hubo diferencias significativas entre ambas posturas en cuanto a las fuerzas discales posteriores (flexión= 165; extensión= 127).
4. La deformación vertical se incrementó en la postura lordótica (3.22 mm) respecto a la postura invertida (2.11 mm).
5. El estrés de cizalla y la tensión ligamentosa fueron mayores en la postura invertida. El estrés de cizalla se incrementó un 9% en la postura invertida y se redujo un 75% en la postura lordótica.
6. Las fuerzas en el pilar anterior se incrementaron un 32% en la postura invertida y un 28% en la postura lordótica.

Conforme el raquis se flexiona las facetas articulares dejan de estar cargadas y aumenta el estrés en el anillo fibroso y núcleo pulposo. Este incremento en la presión del núcleo puede provocar que el raquis tenga menos resistencia a las cargas compresivas y podrían provocar un hundimiento del platillo vertebral en el hueso trabecular. Una carga mantenida con el raquis en flexión completa reduce la resistencia del mismo a las cargas y provoca pérdida de tensión en los ligamentos, incrementando el riesgo de protrusión discal (Gunning y cols., 2001).

Considerando la postura corporal, el punto en el cual ceden los tejidos se reduce cuando las cargas se aplican en postura flexionada respecto a una posición neutral. Los segmentos vertebrales sometidos a una carga compresiva mantenida en postura de flexión son menos resistentes (43-47% menos) (Gunning y cols., 2001).

La flexión lumbar estática podría desencadenar suficiente deformación residual en las estructuras viscoelásticas lumbares, generando desórdenes musculares que se relacionan con dolor. Las cargas estáticas sobre el raquis deben ser minimizadas para evitar repercusiones (Solomonow y cols., 2002).

Flexión del tronco.

La flexión del tronco es una de las posturas más comunes del ser humano. Actividades ocupacionales y deportivas requieren de posturas de flexión lumbar estática y/o dinámica que están asociadas con lesiones y algias lumbares (Jackson y cols., 2001).

La flexión del raquis es la suma de los pequeños movimientos que realizan todos los segmentos cinéticos que lo constituyen, entendiendo por segmento cinético el conjunto dinámico integrado por dos vértebras y todos los medios de unión de las mismas.

En el movimiento de flexión intervertebral, el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y desliza ligeramente hacia delante, disminuyendo el espesor del disco en su parte anterior y aumentándolo en su parte posterior. Múltiples estudios en cadáveres, usando discografía y resonancia magnética han encontrado una migración posterior del contenido nuclear en respuesta a una carga en flexión lumbar, así como un desplazamiento anterior en respuesta a una carga de extensión (Wetzel y Donelson, 2003).

El disco intervertebral toma entonces una forma en cuña de base posterior y el núcleo pulposo es impulsado hacia atrás (Figura 5) (Cuadrado y cols., 1993; Hamill y Knutzen, 1995). En este movimiento se genera una carga compresiva en la porción anterior del disco y una carga de tensión en la pared posterior del anillo fibroso (Hamill y Knutzen, 1995). Simultáneamente, las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se deslizan hacia arriba y tienden a separarse de las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior, de modo que en la cápsula y ligamentos de esta articulación intervertebral aumenta el estrés de tensión (Kapandji, 1981).

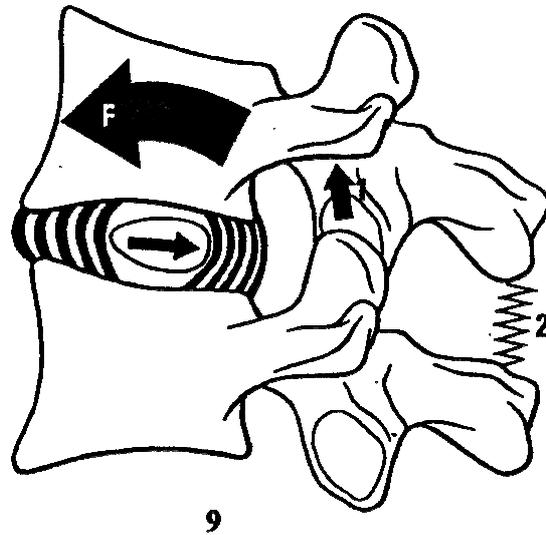


Figura 5. Movimiento de flexión de una articulación intervertebral
(Tomado de Kapandji, 1981).

Kapandji, I.A. (1981). *Cuadernos de fisiología articular III. Tronco y raquis*.
Barcelona: Toray-Masson.

Las estructuras raquídeas disponen de capacidad mecánica para amortiguar el aumento del estrés compresivo y de tensión que se produce en los movimientos de flexión de tronco. El conjunto ligamentoso asegura una unión sólida entre las vértebras y confiere gran resistencia mecánica al raquis (Kapandji, 1981). Durante la flexión los ligamentos más distales del eje de movimiento (supraespinoso e interespinosos) son los que más se tensan (Miralles y Puig, 1998).

En el disco intervertebral, al producirse un movimiento de flexión se experimenta un desplazamiento posterior del núcleo pulposo que presiona sobre la pared posterior del anillo fibroso, recibiendo una fuerza en sentido opuesto y anterior que tiende a estabilizar la unión articular. Este mecanismo recibe el nombre de *autoestabilidad del raquis* (Rodríguez y cols., 1999).

El estado de hidrofilia característico del núcleo pulposo es un factor que permite resistir mejor las fuerzas de flexión del tronco. Cuando dichas fuerzas

son excesivas, la presión sobre el núcleo se incrementa de forma proporcional, así como la compresión sobre el anillo, pudiendo producir deterioros en la estructura interna del propio anillo y pérdidas en el poder de pretensión del núcleo. Si estas estructuras son dañadas el sistema de autoestabilidad queda comprometido (Rodríguez y cols., 1999).

La amplitud de la flexión lumbar oscila entre los 40º y 60º, siendo limitada por la tensión de la cápsula y los ligamentos de las articulaciones interapofisarias, y de todos los ligamentos del arco posterior: amarillo, interespinoso, supraespinoso y vertebral común posterior.

Para que se produzca el movimiento de máxima flexión del tronco, es preciso que tenga lugar una secuencia de movimientos específicos, conocida por ritmo lumbopélvico (Figura 6) (Cailliet, 1990).

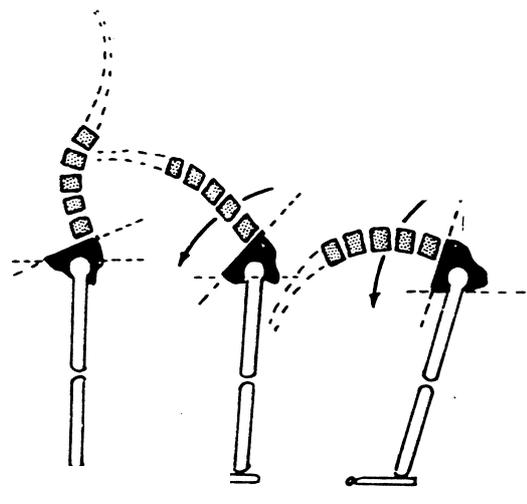


Figura 6. Representación del ritmo lumbopélvico
(Tomado de Cailliet, 1990).

Cailliet, R. (1990). *Dorso*. México: Manual Moderno.

Hamill y Knutzen (1995) describieron el ritmo lumbopélvico con dos fases diferenciadas. Una primera que acontece en las vértebras lumbares, hasta una flexión de 50º a 60º, y un movimiento posterior de flexión pélvica. Cuando

existe una disminución de la extensibilidad isquiosural, se produce una alteración del porcentaje y relación del movimiento del raquis lumbar y cadera.

Al realizar movimientos de flexión del tronco con rodillas extendidas es preciso tener en cuenta la unión lumbo-pélvica, de forma que, la acción de flexión en la zona lumbar se va a ver condicionada por la movilidad de la pelvis. A su vez, la movilidad de la pelvis en la flexión de cadera depende de las condiciones de extensibilidad de la musculatura isquiosural. Cuando dicha extensibilidad está mermada, los intentos del sujeto por flexionar el tronco exageran la flexión raquídea, lumbar y dorsal (búsqueda de máximo alcance).

McGill y Brown (1992) en un trabajo con humanos expuestos a una flexión anterior de tronco durante 20 minutos, encontraron una recuperación parcial de la capacidad viscoelástica de los tejidos vertebrales a los 30 minutos de finalizar la prueba (en hombres), mientras en mujeres, sin embargo, se evidenciaba una recuperación total de la capacidad viscoelástica a los 26 minutos. Por esta razón Gedalia y cols. (1999) recomiendan evitar adoptar posturas de flexión durante un tiempo prolongado, ya que se necesitan períodos largos para recuperar la capacidad fisiológica de los tejidos vertebrales.

Estudios epidemiológicos han asociado la repetición sistemática del movimiento de flexión del tronco, y la sedentación mantenida con raquis lumbar invertido, con el dolor lumbar (Esola y cols., 1996; Dolan y Adams, 1998). El aumento de la presión intradiscal, sobre el raquis lumbar, en la flexión del tronco se asocia con lesiones en ligamentos y discos intervertebrales (Adams y Dolan, 1996). Los discos intervertebrales pueden sostener un grado fisiológico de flexión (en la zona neutral) sin consecuencias negativas (Court y cols., 2001).

Los datos de Court y cols. (2001), basados en un trabajo realizado en ratones, indican que una flexión forzada provoca un número importante de cambios degenerativos en la parte cóncava, que parecen estar directamente relacionados al estrés compresivo aplicado sobre el raquis.

Snook y cols. (1998 y 2002) indican la necesidad de evitar posturas de flexión completa para reducir los síntomas de dolor raquídeo, porque incrementan significativamente las cargas espinales (Granata y Wilson, 2001; Zander y cols., 2001). En un trabajo longitudinal de tres años comprobaron cómo la restricción de actividades de flexión por la mañana, cuando la hidratación discal es mayor, reduce un 23% los días de algia lumbar, respecto al grupo control que mostró una reducción del 2%.

En un trabajo sobre la contribución de diversos grupos musculares a la estabilidad del raquis lumbar durante tareas isométricas, Cholewicki y Van Vliet (2002) encontraron que el raquis es más vulnerable e inestable en las tareas de flexión. Personas con lesiones por cizalla en las articulaciones vertebrales (facetis, daño en el arco posterior o espondilolistesis) o daño en los ligamentos posteriores, deberían evitar posturas de flexión completa (McGill, 1997a).

Gatton y Pearcy (1999) estudiaron la cinemática del movimiento de flexión lumbar mediante sensores de movimiento en 14 sujetos que no padecían lesiones raquídeas. La flexión media sin carga de L₁ a S₁ fue de 58.3° (Rango: 51.4°-65.2°), existiendo diferencias entre géneros, de modo que los varones tenían un mayor rango de flexión lumbar (66.0° vs 51.6°). Esta misma flexión se realizó con una carga en las manos de 5 kilogramos, no encontrando diferencias significativas cuando se compara con la flexión sin carga (54.3°-66.4°). En cuanto a la edad, no encontraron diferencias significativas. Se evidenció un rango de movimiento diferente en base a la altura del sujeto, de modo que a mayor altura mayor flexión lumbar (Figura 7).

El rango de flexo-extensión y el máximo rango de movimiento se ve alterado en sujetos con dolor lumbar (Kaigle y cols., 1997). El valor máximo de flexión del raquis fue de 94±17° (sin carga) y 91±16° (manteniendo 12 Kg) en sujetos sin patología raquídea constatable ni dolor lumbar y de 87±11° (sin carga) y 82±12° (12 Kg) en sujetos con dolor lumbar crónico (Larivière y cols., 2000).

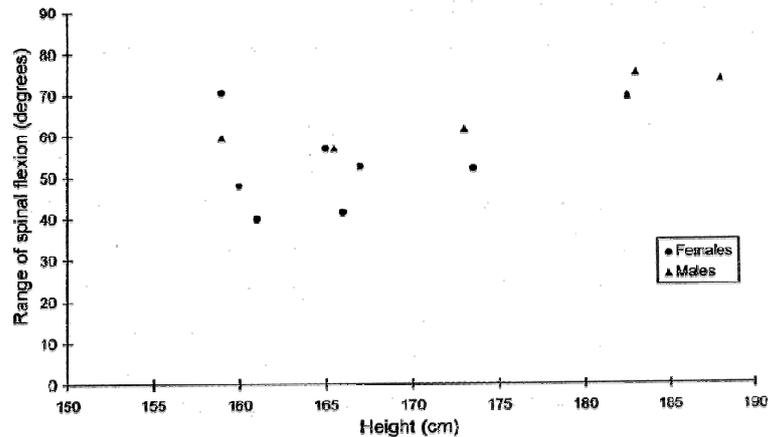


Figura 7. Rango de flexión raquídea en base a la altura de los sujetos y el género (Tomado de Gatton y Percy, 1999).

Gatton, M.L. y Percy, M.J. (1999). Kinematics and movement sequencing during flexion of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 14, 376-383.

Para valorar el grado de deformación ligamentosa, Brereton y McGill (1999) colocaron a sujetos sentados en un taburete con su pelvis fijada. En esta disposición realizaron una flexión lumbar máxima que fue mantenida durante 20 minutos, midiéndose cada minuto el rango de movimiento lumbar. Sus resultados mostraron que 7 sujetos (de un total de ocho) evidenciaban un incremento en la flexión del raquis lumbar tras los 20 minutos. El incremento medio fue de $5.9^\circ \pm 2.6^\circ$ (Figura 8), mientras que un estudio previo de McGill y Brown (1992) encontraron un valor medio de $5.6^\circ \pm 2.2^\circ$. Esta modificación compromete la estabilidad del raquis (Green y cols., 2002).

McGill y Brown (1992) encontraron que tras los 20 minutos de flexión lumbar máxima, los sujetos sólo recuperaron la mitad de su estabilidad intervertebral a los dos minutos, manteniendo aún cierta laxitud articular a los 30 minutos de recuperación. El aumento de la flexión en condiciones de fatiga sugiere que la precisión del sistema de control motor puede deteriorarse, incrementándose el riesgo de lesión (Brereton y McGill, 1999).

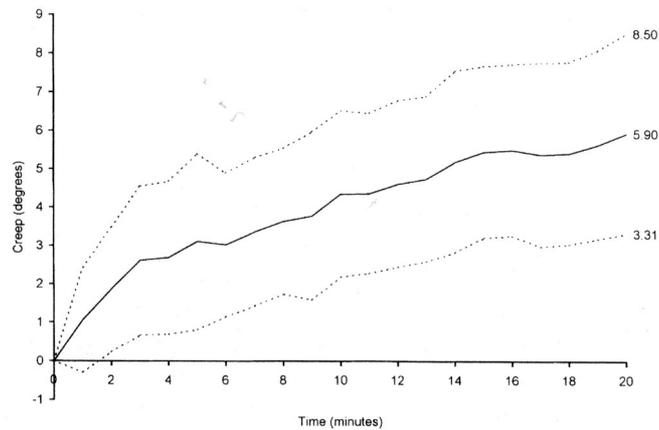


Figura 8. Deformación en grados de los tejidos pasivos del raquis lumbar. Media \pm 1 SD para los siete sujetos (Tomado de Brereton y McGill, 1999).

Brereton, L.C. y McGill, S.M. (1999). Effects of physical fatigue and cognitive challenges on the potential for low back injury. *Human Movement Science*, 18, 839-857.

Esola y cols. (1996) analizaron la flexión del tronco en dos grupos de sujetos (dolor lumbar, n=20; sin historia de dolor lumbar, n=21). Para el análisis utilizaron un sistema optoeléctrico en tres dimensiones que permite medir la velocidad de movimiento del raquis lumbar y cadera. También se midió la extensibilidad isquiosural mediante los test de elevación de la pierna recta y poplíteo.

La flexión media fue de 111°, de los cuales 41.6° correspondían al raquis lumbar y 69.4° a la articulación coxofemoral, no existiendo diferencias significativas entre grupos. El raquis lumbar tuvo una mayor contribución en la fase inicial del movimiento de flexión (0-30°), participando de forma homogénea con las caderas en la fase media (30-60°) y, en menor medida, en la fase final del movimiento (60-90°). Sus datos sugieren que el valor angular total del movimiento de flexión lumbar es similar en ambos grupos, si bien el patrón de movimiento es diferente.

Sihvonen y cols. (1991) encontraron que el porcentaje de flexión del tronco y flexión lumbar es similar en sujetos sanos, pero no así en personas con algias lumbares.

Esola y cols. (1996) sugirieron que una inadecuada flexibilidad coxofemoral combinada con un gran rango de movimiento lumbar durante la flexión del tronco puede provocar dolor lumbar, al generar cargas de tensión en las estructuras posteriores del raquis, tales como el erector espinal, fibras posteriores del anillo fibroso y ligamentos posteriores.

Esola y cols. (1996) observaron una disminución no significativa de extensibilidad isquiosural en personas con dolor lumbar. El movimiento coxofemoral y flexión total se correlacionaron positivamente con la extensibilidad isquiosural en el grupo con algia lumbar, mientras en el grupo sin dolor no existía una correlación significativa (Gráficos 1 y 2).

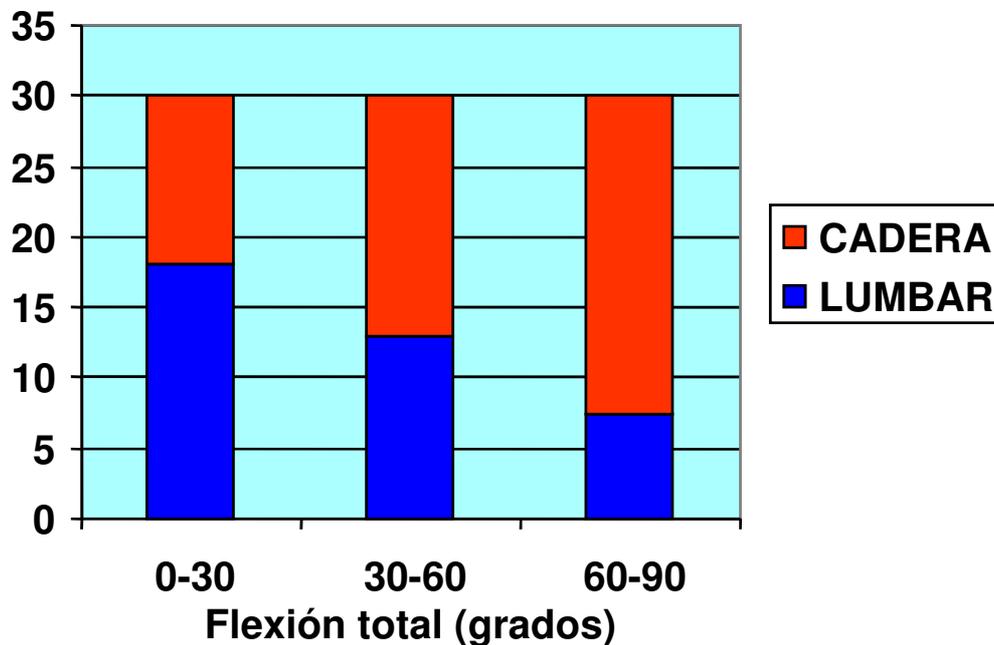


Gráfico 1. Porcentaje medio de movimiento lumbar y coxofemoral en las tres fases del movimiento (Modificado de Esola y cols., 1996).

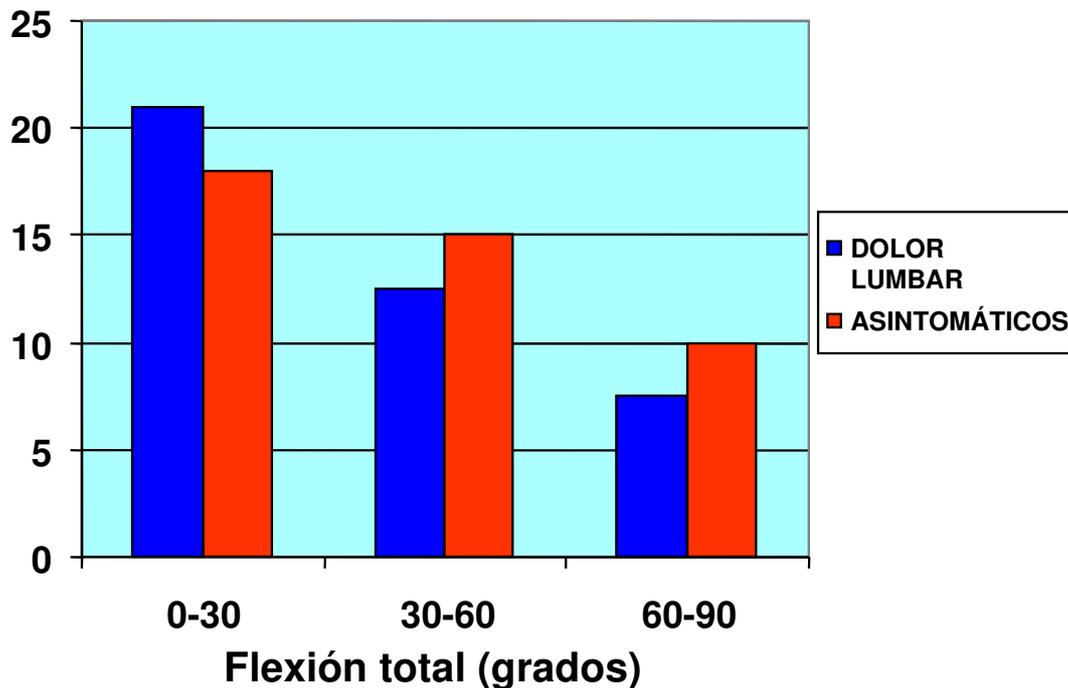


Gráfico 2. Comparación de movimiento lumbar para los sujetos con dolor y asintomáticos (Modificado de Esola y cols., 1996).

El patrón de movimiento en sujetos con algia se caracteriza por una mayor contribución del raquis lumbar en las primeras fases de la flexión del tronco. Debido a que muchas actividades de la vida diaria se realizan en flexión parcial más que en flexión completa, estas personas tienen un mayor riesgo de sufrir repercusiones raquídeas al aumentar el estrés de tensión en los elementos posteriores del raquis (Esola y cols., 1996).

Esola y cols. (1996) recomendaron enseñar a personas las con algia lumbar a implicar, en menor medida, la flexión intervertebral lumbar durante las fases inicial e intermedia de la flexión del tronco, y centrar el movimiento, en la medida de lo posible, en el eje coxofemoral (Figura 9).

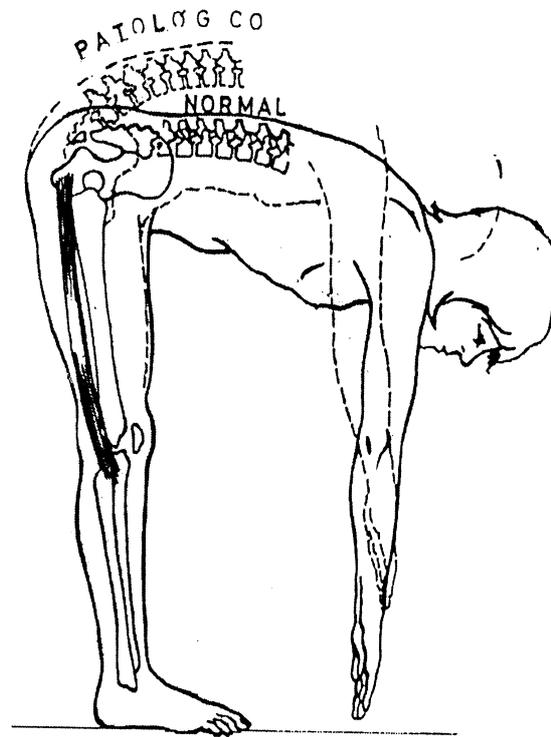


Figura 9. Disposición lumbar normal y patológica en el movimiento de flexión del tronco (Pastor, 2000).

Pastor, A. (2000). Estudio del morfotipo sagital de la columna y de la extensibilidad de la musculatura isquiosural de jóvenes nadadores de élite españoles. *Tesis Doctoral*. Universidad de Murcia.

Fenómeno flexión-relajación.

Analizando electromiográficamente la flexión del tronco desde una posición erecta, se observa un silencio mioeléctrico súbito, o relajación, de los músculos erectores espinales, en un punto cercano de la máxima flexión. Este comportamiento raquídeo ha sido descrito en personas sanas y se conoce como *fenómeno flexión-relajación* (Sarti y cols., 2001a), siendo soportada la posición del tronco gracias a las tensiones de tracción en las estructuras ligamentosas. Shirado y cols. (1995a) e Ybáñez y cols. (1999) especulan que

los receptores de estiramiento en los ligamentos (en concreto el ligamento interespinoso) son estimulados a un cierto punto de estrés de tensión y los impulsos aferentes de los receptores de estiramiento causan un reflejo de inhibición del *erector spinae*.

Shirado y cols. (1995a) encontraron que sujetos sanos evidenciaban este fenómeno, con un silencio eléctrico en el *erector spinae*, en valores medios que correspondían a los $81.6^{\circ} \pm 5.1^{\circ}$ y $40.8^{\circ} \pm 8.2^{\circ}$ de flexión de tronco y cadera respectivamente. Este silencio eléctrico continuó hasta los $62.2^{\circ} \pm 6.7^{\circ}$ y $32.5^{\circ} \pm 6.2^{\circ}$ de tronco y cadera, respectivamente, durante la extensión. Estos ángulos son menores de los alcanzados en movimientos de máxima flexión, correspondiendo el silencio eléctrico aproximadamente al 90% y 80% de la máxima flexión de tronco y cadera, respectivamente. El silencio eléctrico lumbar no significa que la presión ejercida en el raquis lumbar sea menor, pues aunque se necesita menor actividad muscular para contrarrestar el peso de la parte superior del cuerpo, hay un aumento de la tensión ligamentosa. Personas con dolor lumbar crónico, sin embargo, no se caracterizan por este fenómeno. Estos, además, alcanzan menores ángulos en la flexión del tronco.

En la flexión completa del raquis lumbar, el *erector spinae* reduce su actividad (Toussaint y cols., 1995), sin llegar a un silencio eléctrico completo (*fenómeno flexión-relajación*) (Figuras 10 y 11), aumentando la tensión en los tejidos pasivos posteriores que genera grandes cargas de cizalla en el raquis lumbar (McGill, 1997b). La teoría más aceptada acerca del fenómeno flexión-relajación hace referencia al estiramiento de los tejidos pasivos (especialmente ligamentos del arco posterior), que al alcanzar cierto punto, pueden soportar el momento de resistencia generado en el raquis lumbar (Figura 12) (Gupta, 2001; Callaghan y Dunk, 2002).

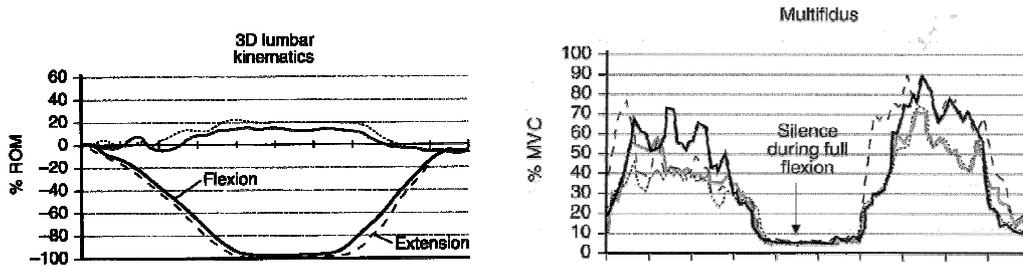


Figura 10. Rango de movimiento del movimiento de flexión y extensión del tronco (izq.) y perfil electromiográfico del multífido (drch.) en un sujeto sano (Tomado de McGill, 2002).

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

Macintosh y cols. (1993b) en un trabajo para determinar la tensión máxima generada por los músculos lumbares en flexión completa del tronco, basado en un modelo de 49 fascículos *del longissimus thoracis, iliocostalis lumborum y multifidus*, observan que la tensión generada por la musculatura es considerablemente menor que en bipedestación.

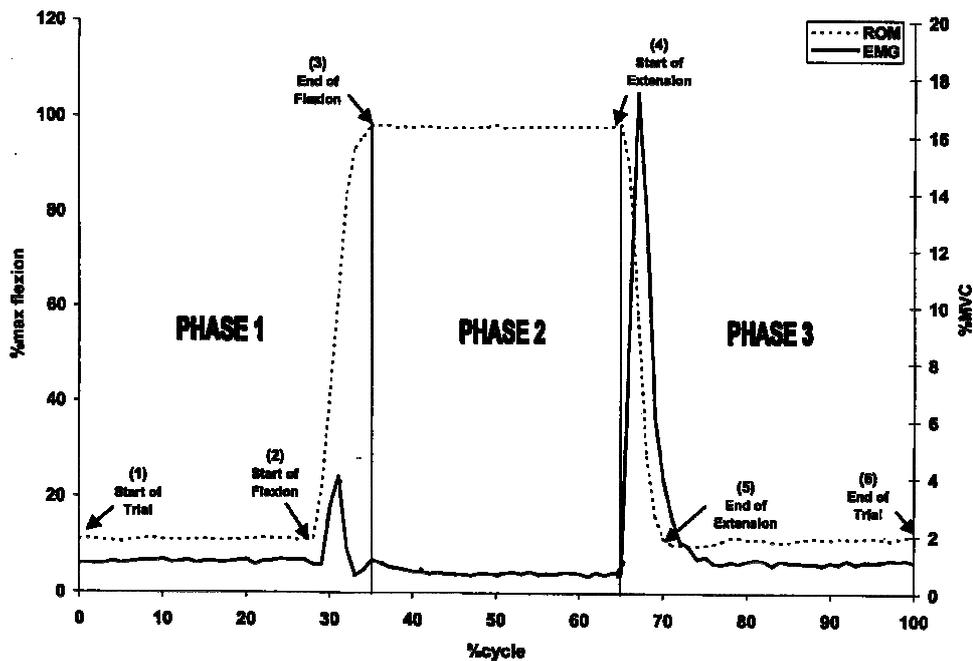


Figura 11. Representación gráfica del fenómeno flexión-relajación (Tomado de Callaghan y Dunk, 2002).

Callaghan, J.P. y Dunk, N.M. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clinical Biomechanics*, 17, 353-360.

(1)-(2): sujeto de bipedestación relajada durante 10 segundos; (2)-(3): flexión del tronco en tres segundos; (3)-(4): flexión completa del tronco durante 10 segundos; (4)-(5): extensión del tronco hasta postura erecta en tres segundos; (5)-(6): en bipedestación relajada durante 10 segundos. ROM: rango de movimiento. EMG: actividad electromiográfica.

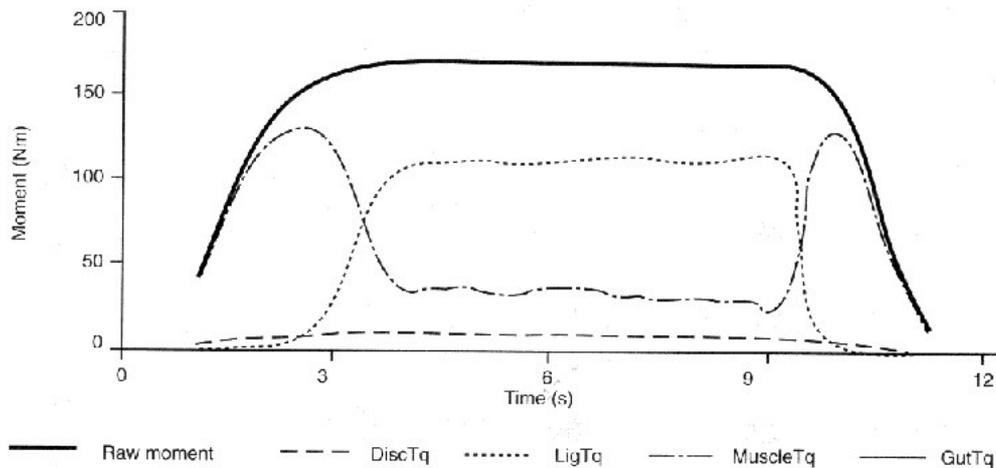


Figura 12. Implicación de diferentes tejidos de la bipedestación a la flexión completa (raw moment: momento bruto; Disc: tensión discal; Lig Tq: tensión ligamentosa; Muscle Tq: tensión muscular; Gut Tq: tensión abdominal) (Tomado de McGill, 2002).

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

La actividad eléctrica lumbar durante movimientos simétricos de flexión del tronco es diferente en sujetos sanos respecto a los que tienen dolor lumbar (Sihvonen y cols., 1991; Watson y cols., 1997). En éstos últimos no se evidencia el fenómeno flexión-relajación en flexión completa del tronco, quizás en una acción refleja para estabilizar las estructuras raquídeas para prevenir mayor dolor (Sihvonen y cols., 1991; Shirado y cols., 1995a).

Sihvonen y cols. (1991) en un análisis del patrón electromiográfico en sujetos con alteraciones lumbares, un 41% no presentaron el fenómeno flexión-relajación (Figura 13). En el trabajo de Shirado y cols. (1995a), los sujetos con dolor lumbar no presentaron el FRP, coincidiendo con datos de Sihvonen (1997) y McGill (2002).

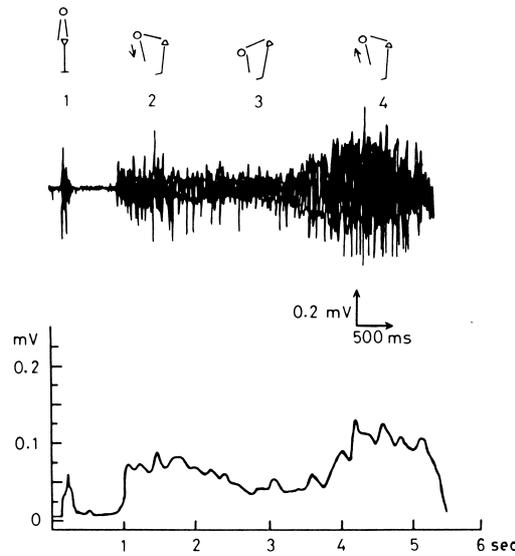


Figura 13. Perfil EMG en el movimiento de flexión del tronco en una persona con alteraciones raquídeas (1: bipedestación; 2: flexión del tronco; 3: flexión máxima; 4: extensión del tronco) (Tomado de Sihvonen y cols., 1991).

Sihvonen, T. (1997). Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 486-490.

McGill y Kippers (1994) estudiaron a 8 varones que realizaron movimientos de flexión de tronco, midiendo la actividad eléctrica de la musculatura del tronco, el porcentaje de flexión lumbar y desplazamiento de los segmentos corporales. Sus resultados mostraron que, aunque la mayor parte de los sujetos presentaban una relajación de los extensores lumbares en flexión completa, la actividad permanece en los extensores torácicos y abdominales. Los autores sugieren que mientras los extensores lumbares están neuralmente "relajados" (FRP), las fuerzas elásticas generadas por los tejidos pasivos sustentan el momento extensor generado. De media, los sujetos debían sostener 3 kN de carga compresiva en el raquis lumbar y 755 N de cizalla anterior en flexión completa cuando cargaban 8 kilogramos en las manos. También encontraron que la carga en los ligamentos supraespinoso e interespinoso fue muy alta, acercándose a su umbral de tolerancia.

Gupta (2001) en un estudio con 25 sujetos sanos, encontraron el fenómeno flexión-relajación en todos ellos, a un 57% y 84% de la máxima flexión de cadera y lumbar, respectivamente. Sihvonen (1997) encontró el fenómeno flexión-relajación a un $78.8\% \pm 7.0\%$ de la máxima flexión lumbar. Shirado y cols. (1995a) encontraron este fenómeno al 90% y 80% de la máxima flexión de tronco y cadera, respectivamente. Callaghan y Dunk (2002) lo detectaron al 84.1% de la máxima flexión, mientras que en la sedentación apareció a una media del 46.6% (Figura 14). Sihvonen (1997) encontró que el FRP también se presenta en la musculatura isquiosural, pero más tarde, a un $96.6\% \pm 6.3\%$ de la máxima flexión lumbar.

Una sedentación asténica hace aparecer el fenómeno flexión-relajación en el erector spinae thoracis (Callaghan y Dunk, 2002), y lo hace a un menor ángulo de flexión lumbar que respecto al movimiento desde bipedestación, lo que indica que el momento de resistencia generado podría ser menor en esta posición, y los ligamentos serían capaces de soportar este momento a un menor ángulo.

Diferentes estudios han investigado cómo afecta la velocidad del movimiento de flexión, la carga y la experiencia en el FRP.

Dacko y Dickey (1998) investigaron a 10 sujetos, cinco que en los últimos tres años realizaron un trabajo de acondicionamiento muscular y 5 sin experiencia. Todos ellos realizaron un movimiento de flexión completa de tronco sin carga y sosteniendo en cada mano un peso de 7,5 y 15 kilogramos. Se analizó el fenómeno flexión-relajación, encontrando que no hay diferencias entre sujetos, ni entre las condiciones de carga utilizadas.

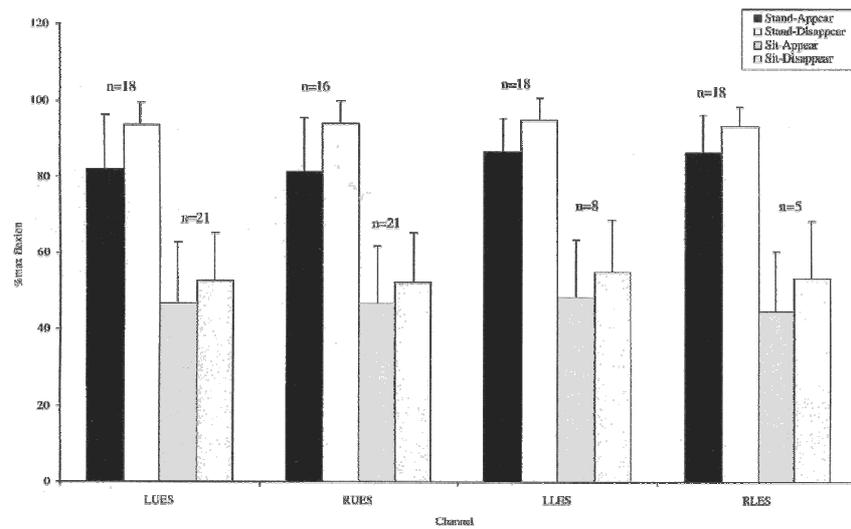


Figura 14. Angulo de aparición y desaparición del fenómeno flexión-relajación durante el movimiento de flexión del tronco en bipedestación y sedentación (Tomado de Callaghan y Dunk, 2002).

Callaghan, J.P. y Dunk, N.M. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clinical Biomechanics*, 17, 353-360.

Gupta (2001) investigó el efecto de mantener una carga de 10 Kg. en las manos en el movimiento de flexión del tronco, no encontrando diferencias significativas en el ángulo de aparición del fenómeno flexión-relajación.

Sarti y cols. (2001a) investigaron en 22 sujetos sanos si las variaciones en la velocidad del movimiento y en la carga durante la flexo-extensión del tronco influían en el momento de aparición y desaparición del silencio eléctrico del erector espinal. Sus resultados mostraron que la aparición del silencio eléctrico del erector espinal se retrasa en el movimiento de flexión cuando éste se realiza a mayor velocidad. Por el contrario, añadir una carga (10 kg.) no mostró efecto alguno en la aparición del fenómeno flexión-relajación (Tabla 11).

Tabla 2. Momento de inicio del descenso de la actividad eléctrica del erector spinae (punto crítico), silencio eléctrico y desaparición del fenómeno flexión-relajación (Modificado de Sarti y cols., 2001a).

Grados de flexión lumbar (Valores relativos)			
Variables	Punto crítico	Silencio eléctrico	Desaparición silencio
Rápido (3")	76	91	92
Rápido con carga (10 Kg).	79	90	89
Lento (8")	69	84	90
Lento con carga (10 Kg.)	70	86	94

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>