

III.3. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

La columna vertebral, también denominada raquis, es una estructura ósea en forma de pilar que soporta el tronco, compuesta de multitud de componentes pasivos y activos (Bergmark, 1989). Es un sistema dinámico compuesto por elementos rígidos, las vértebras, y elementos elásticos, los discos intervertebrales (Miralles y Puig, 1998). Tiene una estructura lineal constituida por 33 ó 34 vértebras superpuestas, alternadas con discos fibrocartilaginosos a los que se unen íntimamente por fuertes estructuras ligamentosas, apoyadas por masas musculares. De estos 33-34 segmentos, 24 son móviles y contribuyen al movimiento del tronco (Hamill y Knutzen, 1995).

Esta estructura raquídea asegura tres características fundamentales para su funcionalidad: dotar de rigidez para soportar cargas axiales, proteger las estructuras del sistema nervioso central (médula, meninges y raíces nerviosas) y otorgar una adecuada movilidad y flexibilidad para los principales movimientos del tronco (Kirby y Roberts, 1985; Panjabi, 1985; Cuadrado y cols., 1993; Miralles y Puig, 1998).

En el plano sagital, el raquis queda dividido en una serie de curvaturas de naturaleza fisiológica (Figura 2): cervical, constituida por 7 vértebras (C₁ a C₇) dispuestas con una curvatura de convexidad anterior; torácica o dorsal, constituida por 12 vértebras (T₁ a T₁₂) de convexidad posterior; lumbar, constituida por 5 vértebras (L₁ a L₅) de convexidad anterior; sacra, constituida por 5 vértebras (S₁ a S₅) de convexidad posterior, habitualmente fusionadas formando un sólo hueso, el sacro; y coccígea, formada por 4 ó 5 vértebras que constituyen el cóccix (Panjabi, 1985; Cuadrado y cols., 1993; Hamill y Knutzen, 1995; Thompson y Floyd, 1996; Miralles y Puig, 1998). De éstas, la cervical y lumbar son las más móviles, mientras la torácica es más rígida, aportando menor movilidad.

Desde el punto de vista de la ingeniería, esta disposición curvada es importante porque la resistencia de una columna es proporcional al cuadrado del número de curvaturas más uno ($R = N^2 + 1$) (Kapandji, 1981).

Teniendo en cuenta los segmentos móviles, la resistencia del raquis con presencia de curvaturas será 10 veces superior que si fuese completamente rectilínea (Figura 3) (Lapierre, 1996). Gracias a estas curvas sagitales móviles se genera mayor estabilidad y aumenta la resistencia a la compresión axial.

En el plano frontal, el raquis presenta un alineamiento casi perfecto entre cada una de sus vértebras (Figura 2), aunque en algunos casos

pueda surgir una ligera desviación que, entre ciertos límites, no es considerada patológica.

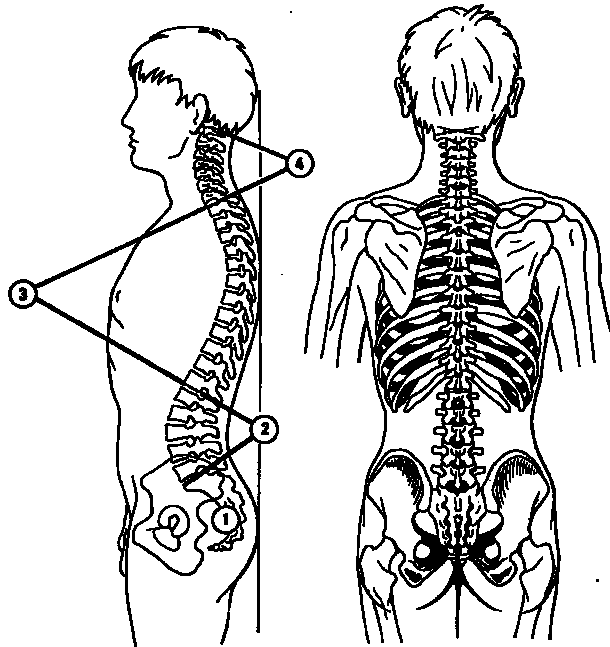


Figura 2. Disposición del raquis en el plano sagital y frontal (visión posterior) (Tomado de Kapandji, 1981).

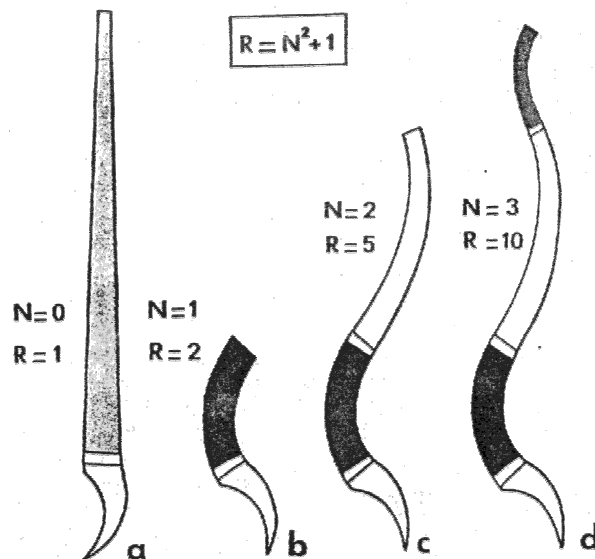


Figura 3. Resistencia mecánica del raquis (Tomado de Kapandji, 1981).

La estática del raquis está condicionada por la morfología de los cuerpos vertebrales, la funcionalidad de los discos intervertebrales, la

estructura ligamentosa y la integridad anatomo-fisiológica de la musculatura existente a dicho nivel que, mediante ajustes reflejos por control nervioso, permite el mantenimiento del equilibrio postural (Sañudo y cols., 1985). Cuando se produce una alteración en cualquiera de estos elementos, las condiciones estáticas cambian, provocando que las acciones y movimientos efectuados en el raquis e, incluso, la propia acción de la gravedad, comiencen a actuar de forma perjudicial. Para evitar dicho efecto se generan compensaciones a expensas de los sectores móviles del raquis, provocándose cambios que pueden llegar a ser perceptibles en las curvas raquídeas (Tribastone, 1991).

La dinámica raquídea permite la movilidad y orientación del tronco y cabeza en los diferentes planos del espacio. Para ello el raquis debe estar dotado de la suficiente flexibilidad (Hamill y Knutzen, 1995).

A través del pilar anterior el raquis soporta esencialmente fuerzas de compresión, mientras el pilar posterior resiste las fuerzas de tensión (Figura 4).

Las funciones de los ligamentos de ambos pilares distan mucho de ser simples medios de unión y refuerzo ya que permiten el movimiento más conveniente minimizando el gasto energético muscular, facilitan una eficaz protección medular y radicular, participan en la estabilidad raquídea actuando en sincronía con los músculos, funcionan como verdaderos refuerzos, bien ante sollicitaciones raquídeas externas o absorbiendo energías en determinados traumatismos.

El pilar estático soporta el 80% del peso (de los segmentos superiores u objetos que se coloquen sobre ella), y el 20% restante lo soportan los pilares dinámicos (Kapandji, 1981).

La transmisión de carga a lo largo del raquis en las curvas lordóticas, se produce principalmente a través del pilar posterior y, en las cifóticas, a través del pilar anterior. Los pedículos de las zonas de transición (cérvico-dorsal y dorso-lumbar) resisten importantes fuerzas de tracción.

Estas curvas tienen un intervalo de grados considerados normales. Cualquier variación, por exceso o por defecto resulta patológica (Cuadrado y cols., 1993). Es interesante mantener unas curvaturas dentro de los límites fisiológicos (IBV, 1994).

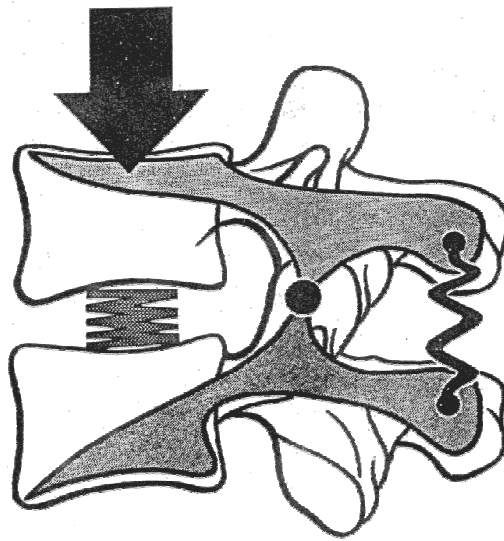


Figura 4. Relación funcional entre el pilar anterior y posterior de una articulación intervertebral (Tomado de Kapandji, 1981).

El raquis en el plano sagital muestra sus curvaturas fisiológicas con curvaturas que oscilan entre amplios márgenes de normalidad. No obstante, cuando se superan dichos márgenes por exceso o por defecto se consideran deformidades del raquis. Dichas alteraciones podrán darse por incremento, disminución, abolición e incluso inversión de las curvas fisiológicas. Al aumento de la concavidad anterior de la curva torácica se le denomina hipercifosis, al aumento de la concavidad posterior de la curvatura lumbar se le denomina hiperlordosis, a la disminución de las curvas fisiológicas dorso plano y a la aparición de cifosis lumbar o lordosis torácica se le denomina inversión de curvaturas (Serna y cols., 1996).

Estas desalineaciones suelen clasificarse en estructuradas y no estructuradas o posturales. Éstas últimas suelen ser variaciones posturales o "malas actitudes" más o menos exageradas, que incluso pueden variar en diferentes exploraciones. Las curvas raquídeas posturales son reductibles tanto activa como pasivamente. Las radiografías dinámicas y de reductibilidad confirman la corrección de la deformidad.

Cifosis dorsal o hipercifosis. Supone un incremento significativo de la convexidad posterior en la región dorsal (Figura 5). Se caracteriza por la forma redonda del dorso en actitud asténica. Es frecuente su aparición durante el llamado estirón puberal, siendo su frecuencia de un 9% en individuos durante la pubertad y alcanzando un 16% durante la adolescencia (Lesur, 1969).

Clásicamente se admite que la normalidad de la curva torácica oscila entre 20° y 40°. Otros autores cifran el límite superior de la normalidad en los 35°. Los límites de normalidad citados en la bibliografía son muy variables, con una tendencia actual al aumento de los mismos, fundamentalmente por criterios estadísticos (posiblemente debido al aumento de la curva torácica por la adopción de posturas más asténicas desde la infancia y por una falta de atención hacia la postura correcta con respecto a hace unas pocas décadas), lo que ha ocasionado que se propongan valores que oscilan entre 18° y 50° con un valor medio de 35°. Sin embargo, la normalidad no sólo debe ser obtenida por criterios estadísticos, sino más bien en base a una justificación anatómico-fisiológica y evolutiva (posibles repercusiones sobre el raquis a medio o largo plazo) (Santonja y Martínez, 1992).

Como referencia más aceptada, son patológicas las cifosis dorsales de más de 40° con afectación mínima de 4 ó 5 vértebras (Alarcón, 1992).

En la actitud hipercifótica, la radiografía demuestra una curva por encima de los 40°, pero sin alteraciones patológicas vertebrales (no hay vértebras de disposición cuneiforme). En un niño/a en crecimiento, si no se tratan estas cifosis, pueden transformarse, a la larga, en una deformidad estructurada, con dolor en la edad adulta (Lesur, 1969; Ventura, 1986; Chopin y David, 1989; Domisse, 1990).

Hiperlordosis lumbar. Se manifiesta por una exageración de la ensilladura lumbar en bipedestación, con una basculación de la pelvis hacia delante, abdomen prominente y nalgas salientes. La curvatura dorsal es normal. Se considera fisiológica hasta los 5 años de edad aproximadamente siendo más frecuente en el género femenino (Lalande, 1984).

Los valores normales de lordosis lumbar para Moe oscilan entre 40° y 60° o entre 20° y 57°, con un valor medio de 45° para Commandre (Santonja y Martínez, 1992). En la actualidad se entiende que el rango de normalidad de la lordosis lumbar oscila entre 20° y 40°. Cuando la curva lordótica es menor de 20° se habla de rectificación lumbar, mientras cuando la curva supera los 40° se denomina hiperlordosis lumbar.

La hiperlordosis puede ser compensadora de una cifosis dorsal, teniendo en este caso un pronóstico y terapéutica conjunta a las anteriores (López Jimeno, 1993). Del mismo modo, pueden ser secundarias a la retracción del músculo psoas ilíaco (flexor de cadera), relajación del músculo recto anterior del abdomen, luxación bilateral de caderas o a una coxa vara bilateral. Así mismo, puede ser primaria a una debilidad de los músculos abdominales (Andreotti y Mauri, 1989), si bien

Youdas y cols. (1996) y Levine y cols. (1997) no encuentran relación significativa entre fortalecimiento abdominal y lordosis lumbar.

Cifolordosis. Supone una exageración o incremento conjunto de la cifosis dorsal y la lordosis lumbar. Es más frecuente antes de la pubertad (16%) descendiendo su prevalencia en la adolescencia (Lesur, 1969). En bipedestación se aprecia un dorso redondeado y una exageración de la lordosis lumbar. En la postura de sedentación asténica se corrige perfectamente la lordosis y en hiperextensión global lo hace la cifosis. Las radiografías en estas mismas posturas, confirman la reductibilidad.

Cifosis total. Es una actitud habitual adoptada por el lactante de menos de un año en posición sedente (Lalande y cols., 1984) y que se considera fisiológica hasta los seis años de edad (Lesur, 1969), pero que persiste aún en el 24% de los niños durante la edad escolar, con una proporción de casi el doble para el género masculino (Mandel, 1986). Esta alteración presenta una disposición normal del raquis en bipedestación y parece ser debida a una debilidad o hipotonía de los músculos espinosos lumbares, junto con una basculación posterior de la pelvis. En la mayoría de los casos se corrige con el enderezamiento voluntario, pero un porcentaje se transforman progresivamente en cifosis lumbares dolorosas (Lesur, 1969).

Dorso plano o rectificación dorsal. Supone la presencia de un raquis dorsal rectilíneo. La radiografía en sedentación con hiperflexión hace reaparecer la curva normal.

Rectificación lumbar. La concavidad de la curva lumbar se localiza posteriormente, si bien la angulación se reduce por debajo de 20° (Figura 5).

Inversión de las curvas fisiológicas. Esta categoría es muy poco frecuente en bipedestación. En ella se incluyen las lordosis torácica o inversión de la curva cifótica dorsal, cifosis lumbar o inversión de la curva lordótica lumbar (Figura 5) y la lordosis total o presencia de una curva de suave concavidad anterior en todo el raquis. Según señala Munuera (1996), la inversión es infrecuente en clínica, requiriendo importantes modificaciones en la estructura raquídea, tales como fracturas graves o lesiones tumorales.

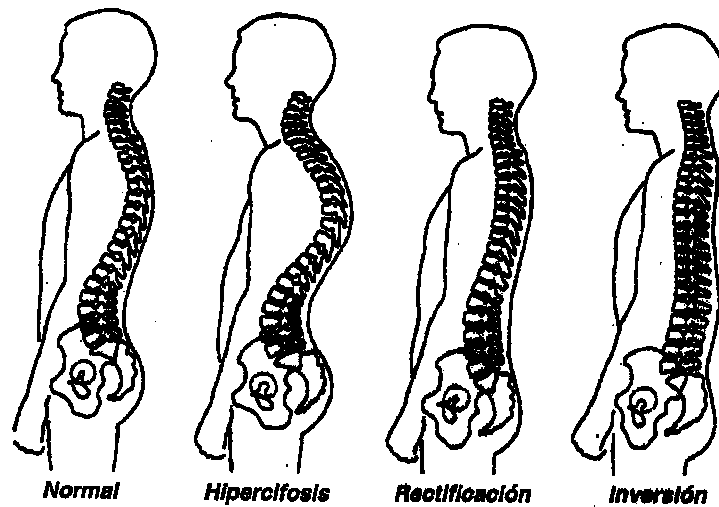


Figura 5. Morfotipos raquídeos (Tomado de Serna y cols., 1996).

Estas curvaturas están influenciadas por numerosas variables. Por ejemplo, según Hamill y Knutzen (1995) la posición de miembros inferiores y superiores modifica de forma significativa la postura del raquis. La elevación de brazos disminuye los grados de la curva torácica, mientras que la flexión coxofemoral pasiva disminuye la lordosis lumbar, al producir una disminución del ángulo lumbosacro (Kapandji, 1981; Cailliet, 1990).

III.3.1. Anatomía segmentaria del raquis.

Por su estructura, los cuerpos vertebrales se hallan diseñados para soportar cargas de compresión, ofreciendo una geometría de mayores dimensiones a medida que aumenta la magnitud de las fuerzas a soportar, por lo que las vértebras caudales son más voluminosas que las craneales (Panjabi, 1985; Thompson y Floyd, 1996).

Analizando el raquis por segmentos, el *cervical* ocupa el primer tercio del raquis. Los discos intervertebrales cervicales (entre C₁ y C₂ no existe disco intervertebral) son más gruesos por delante que por detrás, siendo los responsables de la curvatura lordótica. Debido a esta geometría, el núcleo pulposo se localiza más ventralmente respecto a las demás curvas del raquis (Cailliet, 1983; Llanos, 1988). La curva lordótica cervical es menos acentuada que la lumbar debido a la distinta configuración de las vértebras y el menor espesor de los discos.

La séptima vértebra cervical, denominada *prominens* porque su apófisis espinosa se puede palpar claramente a través de la piel es la que más protruye de la región cervical, y suele ser la primera apófisis que mejor se palpa en sentido cráneo-caudal (Santonja, 1996).

El segmento *torácico* está atrasado respecto al eje de gravedad del tórax. Anatómicamente la columna torácica o dorsal se extiende desde T₃ a T₉ y presenta una curva suavemente cifótica, producida por la forma vertebral en el plano medio. Según Lapiere (1996), en la región dorsal, la altura de los discos es idéntica anterior y posteriormente, por lo que la cifosis fisiológica es debida más a la estructura cuneiforme de los cuerpos vertebrales que a la forma de los discos intervertebrales. Éstos son más delgados que los cervicales y lumbares, lo que se relaciona con su menor movilidad (Llanos, 1988).

El raquis dorsal desempeña fundamentalmente un papel de protección del eje medular. Esta función prioritaria está asegurada gracias a la morfología de las piezas vertebrales y sobre todo de los arcos posteriores. La participación del raquis dorsal en el mantenimiento de la estática y de la movilidad del eje vertebral es secundaria. Biomecánicamente, el raquis torácico es relativamente más estable que el lumbar por sus estructuras óseas circundantes (costillas) y la musculatura que las conectan (Solomonow y cols., 1998).

El raquis torácico en postura cifótica obliga a las láminas y a los ligamentos amarillos, principalmente, a resistir fuerzas de tensión. Si esta resistencia se interrumpe, las estructuras del pilar anterior se ven sometidas a un incremento de las fuerzas compresivas ya otorgadas por las cargas fisiológicas.

El raquis lumbar tiene que soportar el peso de los segmentos superiores y del tronco, transmitiendo las fuerzas compresivas y de cizalla a la parte inferior durante la realización de las actividades de la vida diaria (Cholewicki y McGill, 1996).

En el raquis lumbar, las carillas articulares y los discos contribuyen en un 80% a la estabilidad (Miralles y Puig, 1998).

La lordosis lumbar se debe fundamentalmente a la mayor altura de la parte anterior de los discos intervertebrales y por la forma de los cuerpos vertebrales, donde los elementos anteriores crecen más que los posteriores. Según Medina (1992) la lordosis lumbar fisiológica varía su grado y su forma en función de factores diversos, entre los que destacan el tipo constitucional, orientación del sacro, peso corporal, estado de la

musculatura abdominal, tono general físico y psicológico, y la edad, entre otros.

En el raquis lumbar existen determinadas vértebras con un valor funcional manifiesto en la posición erecta. La quinta vértebra presenta una disposición cuneiforme posterior para facilitar la transición entre el sacro y el raquis lumbar. La tercera vértebra desempeña un papel esencial en la estática vertebral por ser el vértice de la lordosis lumbar.

Las vértebras lumbares inferiores, en especial L₄ y L₅ están dispuestas en ángulo inclinado, igual que L₅-S₁, creándose un componente de fuerza de deslizamiento en estas unidades funcionales (Figura 6) (Cailliet, 1990). Los discos L₄ y principalmente L₅ son los que más carga soportan de todo el raquis, sufriendo repercusiones con gran frecuencia (Montoliu y cols., 1994). Además, el centro de gravedad del cuerpo se localiza en estos segmentos, dotándole de mayor fuerza cinética.

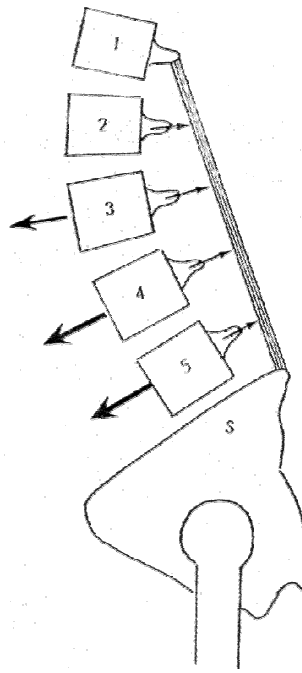


Figura 6. Disposición angulada de las vértebras lumbares inferiores (Tomado de Cailliet, 1990).

Especial importancia se atribuye a la articulación lumbo-sacra, que se sitúa en un plano oblicuo de unos 45° hacia abajo y delante, generando un considerable estrés de cizalla entre L₅ y S₁, que aumenta conforme

más inclinada se encuentre la meseta sacra respecto a la horizontal (Lapierre, 1996). Debido a su disposición anatómica, esta articulación es un punto inestable en la estabilización del raquis lumbar.

Con objeto de estabilizar esta articulación, las estructuras locales se adaptan en su morfología:

- El disco intervertebral L₅ es más espeso y ancho en su parte anterior, de modo que desde el plano sagital es cuneiforme (Kapandji, 1981; Llanos, 1988).

- Las articulaciones posteriores están muy separadas. El ligamento posterior está más reforzado y la unión de los procesos lumbares con sus homólogos sacros es el principal obstáculo al deslizamiento hacia delante.

- Los ligamentos intertransversos lumbo-sacros son robustos y se extienden desde la apófisis transversa de L₅ a la parte antero-lateral de la aleta sacra.

- Las carillas de las apófisis articulares inferiores de L₅ están dirigidas hacia delante y ligeramente abajo, para enganchar las apófisis articulares del sacro. Debido a la posición de estas superficies articulares, sería posible cierto grado de rotación entre L₅ y S₁, pero la presencia de fuertes ligamentos iliolumbares restringen esta acción articular (Rothman y Simeone, 1989).

En bipedestación, la base del sacro se halla inclinada hacia delante alrededor de 30° en relación al plano sagital, pudiendo girar sobre un eje transversal (articulación coxofemoral) en sentido anterior y posterior (Kapandji, 1981).

El movimiento por el cual la base superior de la pelvis se desplaza hacia delante se denomina anteversión pélvica, mientras que el movimiento contrario se denomina retroversión (Figura 7) (Calais-Germain y Lamotte, 1995). La anteversión origina un incremento de la lordosis, mientras que la retroversión reduce la lordosis lumbar (Cailliet, 1990).

Según Lapierre (1996) los músculos que producen la anteversión pélvica son el Sacrolumbar, Dorsal largo, Espinoso, Cuadrado lumbar, Psoas Ilíaco, Sartorio, Pectíneo, Adductor menor y mediano, Recto anterior del cuádriceps y el Tensor de la fascia lata.

El acortamiento de estos músculos determina un desplazamiento anterior de la pelvis en dirección ventro-caudal, que acentúa la lordosis lumbar (Calais-Germain y Lamotte, 1995).

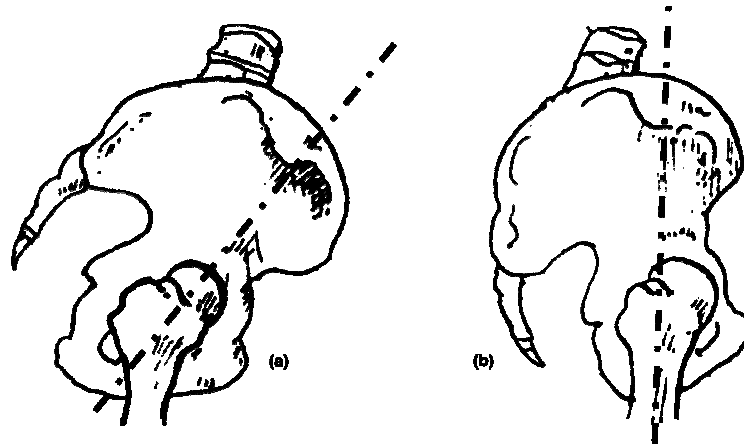


Figura 7. Movimiento de anteversión (a) y retroversión (b)
(Tomado de López Miñarro, 2000).

Por el contrario, los músculos retroversores son: Recto anterior del Abdomen, Oblicuo mayor, Oblicuo menor, Transverso abdomen, Glúteos (mayor especialmente), Adductor mayor y Cuadrado crural (accesorio).

El equilibrio de la pelvis está asegurado por la relación entre parejas antagónicas de estos músculos (Figura 8) (Lapierre, 1996).

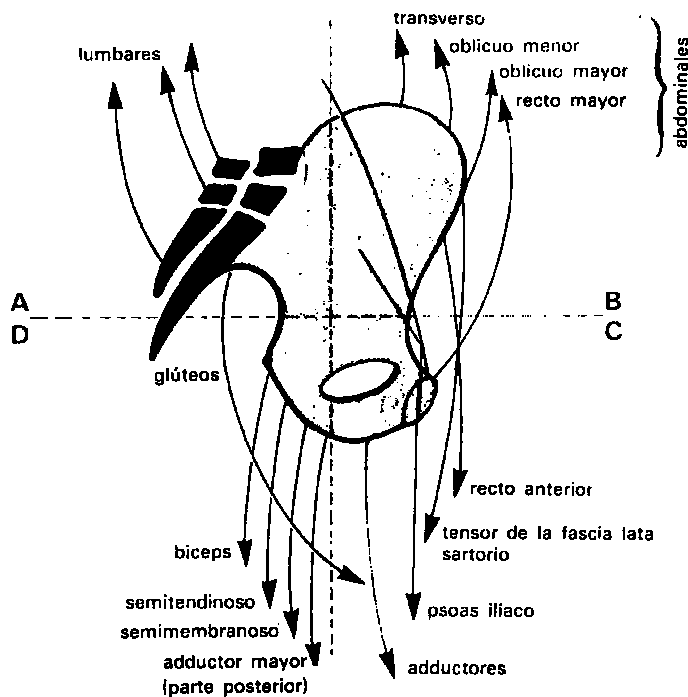


Figura 8. Grupos musculares que interactúan sobre la pelvis (Tomado de Lapierre, 1996).

El raquis está en equilibrio sobre la base del sacro. La pelvis es la base sobre la que descansa el raquis, de modo que un cambio en su inclinación produce cambios en la posición de la quinta vértebra lumbar y del resto del raquis (Levine y Whittle, 1996). Existe una relación intrínseca entre la columna lumbar, la pelvis y la articulación de la cadera. La posición y el movimiento de una de estas estructuras tienen gran influencia sobre las otras. Los ángulos de la cadera y rodilla influyen en la basculación de la pelvis y postura lumbar en bipedestación, encontrando que un incremento en los ángulos de flexión de cadera causa una retroversión pélvica que disminuye la lordosis lumbar.

Los movimientos de la pelvis repercuten sobre las curvaturas sagitales del raquis en sentido opuesto (Levine y Whittle, 1996). Todos los movimientos de la pelvis afectan al raquis y viceversa (Wirhed, 1996). Un aumento de la lordosis lumbar afecta al raquis dorsal aumentando la cifosis, para posicionar adecuadamente el centro de gravedad. También las variaciones en la inclinación pélvica modifican la actividad de los músculos que contribuyen a configurar la postura, afectando la estática del raquis.

III.3.2. Estabilidad raquídea.

La correcta disposición del raquis es precisa para desempeñar sus funciones sin que se produzcan alteraciones, tanto a corto como a largo plazo (Santonja, 1997). Para tal fin es necesario disponer de estabilidad articular. Las posiciones de estabilidad y reposo de las curvas sagitales dependen de los componentes óseos, ligamentosos y musculares (Pastor, 2000). Esta función la realizan los siguientes elementos:

1. El disco intervertebral.
2. Elementos osteoligamentosos del arco posterior y anterior.
3. La musculatura intrínseca del raquis es la más importante en la estabilidad raquídea.

Fuerzas de cizalla considerables recaen en el raquis lumbar como resultado de la proyección del centro de gravedad de los segmentos superiores y por las propias fuerzas musculares generadas. Estas fuerzas de cizalla podrían dañar el arco posterior y posiblemente las facetas articulares (Van Dieën y cols., 1999).

Cualquier tipo de estrés o su combinación tiene mayor repercusión en las vértebras de transición (charnelas) que existen entre cada región

vertebral, caracterizadas por la inestabilidad que les confiere su mayor movilidad (Rothman y Simeone, 1989; Hamill y Knutzen, 1995).

En referencia a la estabilización de las articulaciones intervertebrales, desde la parte anterior hacia la posterior, se encuentran los siguientes elementos:

1. Ligamento longitudinal común anterior. Se extiende desde la base del cráneo y tubérculo anterior del atlas hasta la cara anterior de S₂, adhiriéndose a las caras anteriores de los cuerpos vertebrales, siendo más grueso en la región dorsal. Es un tejido sensible al dolor (Hernández, 1989; Cailliet, 1990; Lapierre, 1996; Miralles y Puig, 1998). Este ligamento, por su disposición longitudinal, limita la hiperextensión del raquis y retiene el desplazamiento anterior y separación de una vértebra sobre otra, siendo más resistente sobre los platillos vertebrales. También mantiene una tensión constante en el raquis y sostiene la porción vertebral anterior en el levantamiento de cargas (Hamill y Knutzen, 1995).

Estructuralmente consiste en varios conjuntos de fibras de colágeno, unas cortas y profundas que saltan cada uno de los espacios intervertebrales y otras largas y superficiales que saltan dos, tres o incluso cuatro espacios. Su resistencia, respecto al ligamento longitudinal posterior es el doble.

2. Entre ambas vértebras se halla el **disco intervertebral**, cuyo papel fundamental es permitir la movilidad relativa entre vértebras contiguas facilitando, al mismo tiempo, la transmisión y distribución de cargas a lo largo del raquis.

3. Ligamento longitudinal común posterior. Se extiende desde la apófisis basilar del occipital hasta S₁, apareciendo sus bordes laterales unidos a los discos intervertebrales (Kapandji, 1981; Hernández, 1989; Lapierre, 1996; Miralles y Puig, 1998). Forma una banda estrecha central que se expande lateralmente en la parte posterior de los discos, dándole el aspecto de una sierra dentada. Sus fibras se mezclan con las del anillo fibroso (Miralles y Puig, 1998).

El ligamento longitudinal común posterior se opone fundamentalmente, a la separación de las caras posteriores de los cuerpos vertebrales y, debido a su disposición polisegmentaria, ejerce su acción sobre varios cuerpos vertebrales. Cuando se produce una presión axial importante, combinada con un movimiento de rotación o de inclinación lateral, se genera en este ligamento un estrés considerable (Montoliu y cols., 1994; Hamill y Knutzen, 1995).

Las fibras más cortas y más profundas de este ligamento abarcan dos discos intervertebrales, insertándose proximalmente en la cara posterior de una vértebra y distalmente en la vértebra situada dos niveles por debajo, describiendo una curva cóncava bilateral. Las fibras más largas y superficiales abarcan cuatro e incluso cinco vértebras.

4. Ligamento amarillo (flavum). Estructura densa, corta y resistente, que une la cara anterior de una lámina vertebral al borde superior de la lámina de la vértebra inmediatamente subyacente (Figura 9).

La porción inferior del ligamento amarillo se divide en dos partes, lateral y medial. La parte lateral pasa por delante de la cara anterior de la articulación interapofisaria, a la cual refuerza. La parte medial se dirige hacia la parte posterior de la lámina de la vértebra inferior y se inserta en la superficie rugosa situada en la parte superior de la cara dorsal de la lámina (Miralles y Puig, 1998).

Histológicamente, el ligamento amarillo está formado por un 20% de fibras de colágeno y un 80% de elastina. Por lo tanto, es esencialmente un ligamento elástico, en lo que difiere de los demás ligamentos del raquis. Limita principalmente los movimientos de flexión y unilateralmente los de inclinación, aunque, más que limitar, estos ligamentos controlan y mantienen la estabilidad.

5. Cápsula de las carillas de la articulación interapofisaria. Son ricas en receptores nerviosos. Las articulaciones raquídeas son palancas de primer grado, en las que el apoyo está en la articulación interapofisaria. Las articulaciones interapofisarias aseguran la unión de los arcos de las vértebras. La orientación de sus carillas articulares varía según el segmento.

Son de tipo artrodia, es decir, articulaciones de superficie plana, excepto en el segmento lumbar donde son trocoides, o sea, cilíndricas. Las superficies articulares vertebrales están unidas por cápsulas muy laxas, pero que se ven reforzadas por el ligamento amarillo y, en la región dorsolumbar, además, por los ligamentos interapofisarios anterior y posterior. Estas articulaciones guían y dirigen los movimientos del segmento articular comportándose como frenos. Previenen el desplazamiento anterior de una vértebra sobre la subyacente y participan en la transmisión de cargas. En una posición hiperlordótica estas articulaciones transmiten un 30% de la carga. También soportan un significativo porcentaje de la carga cuando el raquis se encuentra flexionado y rotado.

Si no existieran las articulaciones interapofisarias, las vértebras se moverían sobre los cuerpos vertebrales en todos los sentidos. La función de esta articulación es limitar el movimiento y, en gran medida, determinar la orientación del movimiento. Permiten que los segmentos vertebrales se muevan al unísono y en la misma dirección. Orientan el movimiento, pero no de la misma forma en los 3 segmentos, estando sus movimientos limitados por la elasticidad del disco intervertebral, así como por los ligamentos.

Según Yang y King (1984) citados por Rodríguez y cols. (1999) la presión soportada en la zona lumbar por las articulaciones posteriores se encuentra entre el 25% y el 47% del total, circunstancia que puede explicar la frecuencia de lumbalgias.

6. **Ligamentos del arco posterior** (en sentido ántero-posterior): interespinoso, intertransverso y supraespinoso (Figura 9).

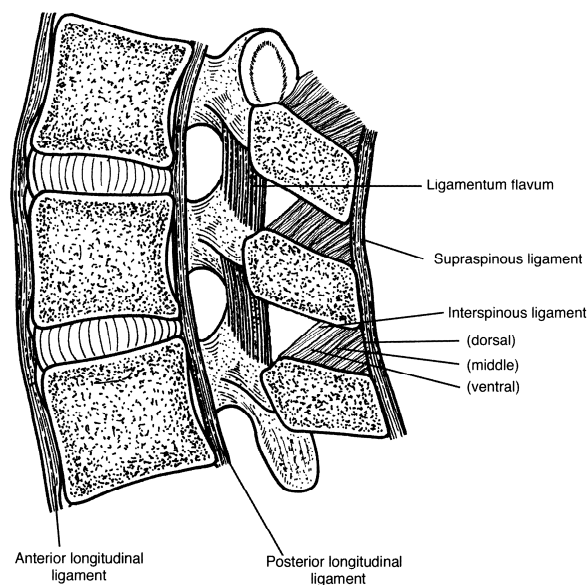


Figura 9. Ligamentos intervertebrales (Tomado de McGill, 2002).

En conjunto, los ligamentos del arco posterior limitan movimientos de flexión ventral, mientras en la extensión raquídea adquieren cierto grado de relajación (Hernández, 1989). Resisten, asimismo, fuerzas de cizalla y flexión (Hamill y Knutzen, 1995).

El ligamento supraespinoso, el más posterior, está situado en la línea media, saltando entre los vértices de las apófisis espinosas y los espacios espinosos. Las fibras más posteriores del ligamento interespinoso forman parte del supraespinoso, uniéndose a las fibras que se insertan en el vértice de la apófisis espinosa (Miralles y Puig, 1998).

Los ligamentos intertransversos unen los vértices de las apófisis transversas contiguas en zona dorsal y lumbar, limitando principalmente los movimientos de inclinación y rotación. Sus fibras de colágeno no tienen la misma densidad ni disposición que el resto.

Las fibras del ligamento interespinoso se oponen a la separación de las apófisis espinosas y limitan los movimientos de deslizamiento hacia delante de las articulaciones intervertebrales, si bien se genera una mayor tensión hacia el final de la flexión. Este ligamento y el supraespinoso ayudan a restringir el movimiento en la flexión pasiva, pero, si no actúan en combinación con la fascia tóraco-lumbar, sólo pueden dar un 5% adicional de oposición a la flexión.

Los ligamentos del raquis presentan abundante inervación. Se han identificado mecanorreceptores en el ligamento longitudinal anterior y en las tres capas más periféricas del anillo. Parece ser que juegan un papel preponderante en la información sobre la postura. Al estar situados en la parte más anterior de la columna, intervienen en la postura antigraavitatoria (Miralles y Puig, 1998).

Los ligamentos no pueden distenderse sin lesión más allá de un 20-26%.

Los medios de unión y refuerzo activos están formados por el gran número de músculos que actúan, directa o indirectamente, en la dinámica raquídea y que involucran al disco intervertebral.

Los músculos intrínsecos del raquis se disponen formando dos masas o tractos musculares paralelos, uno medial o interno, constituido por músculos que unen entre sí las apófisis espinosas de vértebras adyacentes o distantes, y otro lateral externo, constituido por los músculos que de igual modo que los anteriores, unen las apófisis transversas y las costillas en su ángulo posterior. Estos músculos pueden ser cortos, saltando de una vértebra a otra y son los más profundos; o largos y superficiales, saltando un mayor número de segmentos vertebrales. Los músculos del tracto medial cortos son: interespinosos, recto posterior menor de la cabeza, recto posterior mayor de la cabeza, oblicuo posterior mayor de la cabeza, músculos rotadores y sacro-coccígeo; los largos son los multífidos y semiespinales. Los músculos cortos del tracto lateral son el oblicuo menor de la cabeza e intertransversos; y los largos, el largo del dorso, iliocostal y esplenio.

Los músculos extrínsecos principales con acción directa o indirecta sobre el raquis son: esternocleidomastoideo, trapecio, recto abdominal, oblicuo interno y externo, cuadrado lumbar, psoas iliaco, angular del

omóplato, romboides, dorsal ancho y pectorales (como antagonista del trapecio y romboides).

Todas estas estructuras combaten las fuerzas mecánicas de compresión, tensión, torsión-rotación y cizalla, a las que está sometido el raquis. Ante cualquier alteración, las condiciones estáticas cambian y entonces la gravedad empieza a actuar de forma agresiva.

Los músculos extensores son los situados por detrás de las apófisis transversas y están colocados en tres capas. La más superficial la forman los músculos que, discurrendo longitudinalmente a lo largo del raquis, se insertan en las apófisis transversas y costillas, de costilla a costilla o hasta la apófisis transversas cervicales; se denominan músculos sacroespinales (*erector spinae* o tríceps espinal), tales como el iliocostal, dorsal largo y los espinales. En la zona lumbar forman una masa muscular única.

La capa intermedia está formada por los músculos multifidos, que se originan en el sacro y se dirigen medial y cranealmente hacia el borde inferior de los arcos vertebrales y las apófisis espinosas. Están dispuestos en tres capas saltando uno, dos o tres segmentos vertebrales.

Puesto que la proyección del centro de gravedad es anterior al centro de las articulaciones raquídeas (en un 75% de la población la proyección del centro de gravedad es ventral respecto al eje de giro L₄-L₅) se tiende a un desplazamiento anterior del tronco, que debe ser compensado por las fuerzas ejercidas por ligamentos y músculos raquídeos (Miralles y Puig, 1998).

Dorsalmente se encuentra una estructura importante en la transmisión de carga y estabilización raquídea, asociada a las masas musculares que se originan e insertan en el raquis. Se trata de la **fascia tóraco-lumbar**, un sistema de protección del raquis consistente en tres capas aponeuróticas que envuelven los músculos lumbares separándolos en tres compartimentos.

La capa anterior es bastante delgada y deriva de la fascia del cuadrado lumbar. Cubre la cara anterior de éste y se inserta en la cara anterior de las apófisis transversas lumbares.

La media emerge por detrás del cuadrado lumbar, se inserta en los vértices de las apófisis transversas lumbares y se continúa lateralmente con la aponeurosis del músculo transverso del abdomen.

La posterior cubre los músculos de la espalda, se origina en las apófisis espinosas lumbares y rodea la musculatura lumbar hasta confundirse con las otras capas de la fascia tóraco-lumbar a lo largo del

borde lateral del músculo iliocostal lumbar. La zona de unión entre las tres capas es densa y forma lo que se denomina rafe lateral (Scott, 1989; Monfort y Sarti, 1998).

Esta capa posterior está constituida por dos láminas, una superficial formada por la aponeurosis del músculo dorsal ancho, y otra profunda que en conjunto forman un retináculo sobre los músculos de la espalda. Insertada en la línea media, en la espina ilíaca posterosuperior y en el rafe lateral, la fascia envuelve los músculos de la espalda, evitando su desplazamiento posterior. La lámina profunda forma una serie de ligamentos alares que se extienden desde las apófisis transversas de L₄-L₅ y la espinosa de L₃ hasta el ileón; el rafe lateral está formado por la unión de las dos láminas de la capa posterior, la capa media de la fascia tóraco-lumbar y con las fibras medias del músculo transverso del abdomen. Además, la capa posterior presta una inserción indirecta al transverso abdominal en las apófisis espinosas lumbares (Figura 10).

Uno de los músculos más importantes cuya aponeurosis forma parte de la fascia tóraco-lumbar es el dorsal ancho. Una de las funciones de este músculo es tensarla.

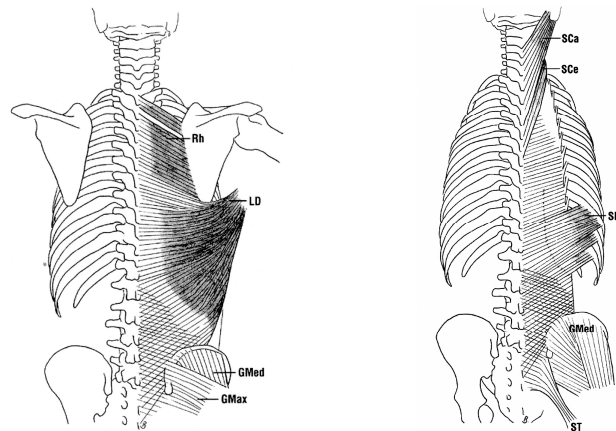


Figura 10. Disposición de la fascia tóraco-lumbar superficial (izq.) y profunda (drch.) (Tomado de Barker y Briggs, 1999).

Los músculos anchos del abdomen, oblicuo interno y transverso abdominal, al contraerse traccionan lateralmente de la fascia tóraco-lumbar produciendo un momento extensor sobre las vértebras debido a la dirección oblicua de sus fibras. Las fibras de la lámina superficial tienen una dirección caudomedial y la profunda, craneomedial. Una tracción transversal tiende a aproximar las apófisis espinosas, creándose así el momento extensor sobre todo el raquis lumbar (Figura 11).

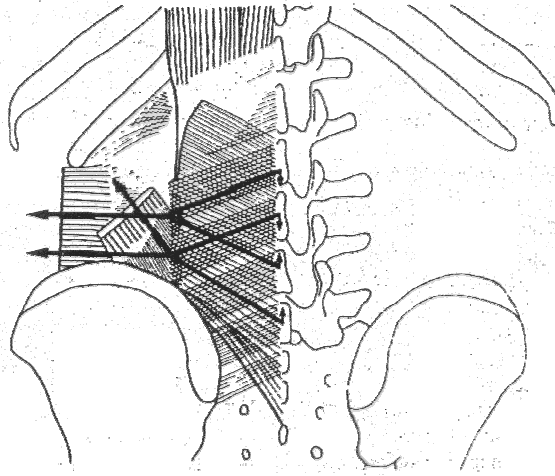


Figura 11. Disposición y funcionamiento de la fascia tóraco-lumbar (Tomado de Scott, 1989).

La fascia está bien inervada en personas sanas, mientras que personas con algias lumbares existe una inervación deficitaria (Miralles y Puig, 1998).

La musculatura abdominal tiene otro papel estabilizador del raquis. Su contracción provoca un aumento de la presión intra-abdominal (PIA) que interviene como mecanismo de protección durante el levantamiento de pesos y movimientos en flexión de tronco (Monfort y Sarti, 1998; Mueller y cols., 1998). Esta presión proporciona un empuje bajo el diafragma y sobre el suelo pélvico, que se transmite a la espina torácica y a los hombros por medio de las costillas, disminuyendo así la carga sobre el raquis.

Radebold y cols. (1998) indican que un incremento de la rigidez derivada de la contracción abdominal estabiliza el tronco y el raquis lumbar.

En la maniobra de Valsalva se transforma la cavidad abdomino-torácica en una estructura funcional cerrada mediante la contracción de los músculos abdominales. El aumento de presión dentro de la cavidad abdomino-torácica le permite convertirse en una estructura rígida situada por delante del raquis que transmite los esfuerzos de la cintura pélvica y el periné. Así se reduce, de manera notable, la compresión longitudinal en los discos intervertebrales y, además, disminuye la tensión de los músculos espinales un 55% (Kapandji, 1981) (Figura 12).

Parece que el incremento de la PIA está relacionado con la activación del transversos abdominal, que podría tener una doble función

de estabilizador del tronco y reductor de las presiones en el raquis lumbar por el momento extensor que genera su activación. Los mayores niveles de actividad y la mejor correlación con el comportamiento de la PIA se obtienen con el transverso abdominal, mientras se relaciona menos con el recto abdominal. Un esfuerzo máximo isométrico de extensión del tronco muestra una activación del transverso, como músculo ventrolateral de la pared abdominal que primariamente eleva la PIA. Los oblicuos abdominales, externo e interno, muestran una correlación similar entre su activación y aumento de la PIA pero no al nivel del transverso (Cresswell y Thorstensson, 1994).

La PIA sólo actúa durante un tiempo corto, ya que supone una apnea absoluta, con hiperpresión en el sistema venoso cefálico, disminución del retorno venoso al corazón, disminución de la cantidad de sangre contenida en las paredes alveolares y aumento de la resistencia en la circulación menor. Por otra parte, se acompaña de una derivación de la circulación venosa de retorno a través de los plexos perivertebrales, lo que supone una hiperpresión del líquido cefalorraquídeo. De todo ello se deduce que esta situación no puede prolongarse indefinidamente, sino que deben ser esfuerzos breves (Miralles y Puig, 1998).

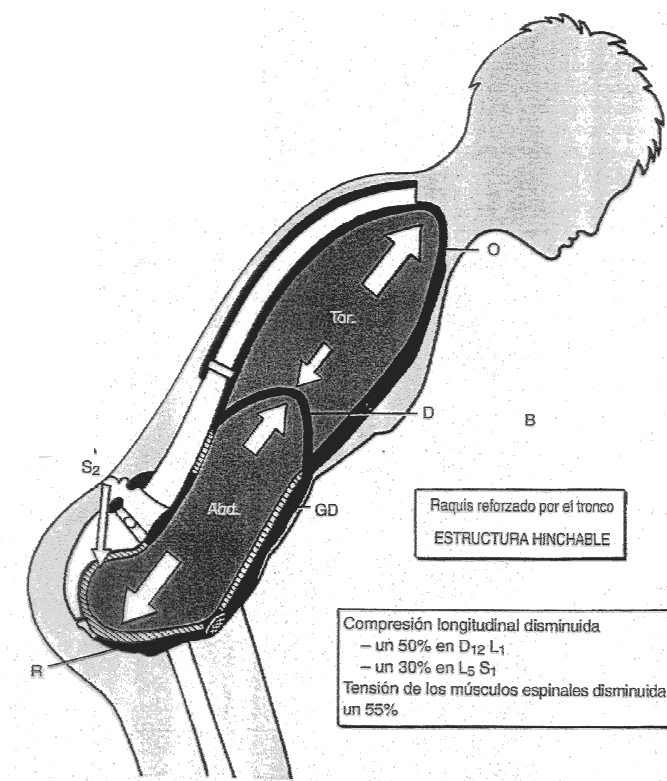


Figura 12. Mecanismo de presión intra-abdominal (Tomado de Kapandji, 1981).

Hodges y cols. (2001) observaron que cuando se incrementa la presión intra-abdominal un 15% de forma artificial mediante estimulación eléctrica del diafragma por vía del nervio frénico, sin ninguna activación de abdominales y extensores, se genera un momento de extensión del tronco (aproximadamente 6 Nm), siendo este efecto proporcional al incremento en la presión. Estos datos son una evidencia de que la PIA contribuye, en parte, a la estabilidad raquídea.

En opinión de Mueller y cols. (1998) las presiones intra-abdominales son bajas en gran parte de las posturas más estresantes para el raquis, como son las flexiones del tronco. Comparada con la presión intramuscular, la presión intra-abdominal es baja. Los mayores niveles de presión intra-abdominal se evidenciaron en las posturas cifóticas y en las tareas que requerían mantener una carga delante del cuerpo. Para estos autores, la contracción de la musculatura abdominal produce solo pequeños momentos de extensión a través de la PIA. Un incremento de la presión intra-abdominal podría ser sólo un efecto colateral de la activación abdominal puesta en juego con otros objetivos.

La posición del tronco es una variable importante a la hora de generar una máxima presión intra-abdominal durante la maniobra de Valsalva. La rotación de tronco afecta adversamente a la habilidad de generar esta presión, tanto en flexión de tronco como en bipedestación (Tabla 5). Esto es posiblemente debido a la desventaja mecánica de los músculos abdominales durante la rotación axial (Goldish y cols., 1994).

Posición	Media PIA (mm Hg)	Desviación típica
Bipedestación	214.6	17.2
Bipedestación con raquis rotado	186.1	16.9
Flexión de tronco	211.4	12.3
Flexión y rotación del tronco	186.0	13.5
Sedentación	214.6	12.8
Sedentación con rotación raquis	196.2	14.2
Sentadilla	221.4	14.0

Tabla 5. Valores de PIA en diferentes posiciones (Modificado de Goldish y cols., 1994).

III.3.3. Bases anatomo-funcionales del disco intervertebral.

Entre cada dos cuerpos vertebrales adyacentes existe una articulación tipo anfiartrosis que une las dos caras vertebrales mediante un disco intervertebral (Miralles y Puig, 1998). El disco intervertebral es una estructura muy activa que actúa como un verdadero amortiguador hidráulico de las tensiones y cargas axiales que, sobre el raquis, implica la práctica deportiva (Montoliu y cols., 1994).

Éste no puede ser considerado como una estructura aislada, sino como elemento fundamental de la unidad vertebral funcional, integrada además, por dos vértebras adyacentes, y los medios de unión y refuerzo intervertebral (Montoliu y cols., 1994). El disco intervertebral es probablemente el elemento de mayor importancia mecánica y funcional del raquis, pues se trata de un amortiguador hidráulico, pretensado y cerrado, de los impactos y cargas que permite el movimiento entre vértebras (extensión, flexión, rotación, inclinación y sus combinaciones) (Alter, 1990; Miralles y Puig, 1998). Su función es permitir la movilidad intervertebral, distribuir las cargas que recibe el raquis en relación a la posición del tronco y de las extremidades por todo el trayecto de la misma y mantener separadas dos vértebras, permitiendo movimientos de balanceo entre ellas (Miralles y Puig, 1998).

Por lo general existen 23 discos intervertebrales, el primero situado entre C₂ y C₃ y el último entre L₅-S₁, de los cuales 5 son cervicales, 11 dorsales y 4 lumbares, así como un disco para cada una de las transiciones cervico-dorsal, dorso-lumbar y lumbo-sacra. Los espacios intervertebrales constituyen la cuarta parte de la longitud del raquis en el adulto. La altura de los discos va aumentando ligeramente en dirección caudal, aunque en la región lumbar todos pueden tener una altura comparable, salvo el lumbosacro que suele ser algo inferior (Miralles y Puig, 1998).

El disco intervertebral adulto es avascular, aunque la evidencia experimental señale que es una estructura muy vital con un sorprendente alto índice de metabolismo. Se nutre mediante un sistema de difusión que proporciona un intercambio metabólico de nutrientes con los vasos de los somas vertebrales a través de la placa cartilaginosa (Montoliu y cols., 1994); nutrición que depende de fuerzas mecánicas, siendo necesario permitir y conservar una correcta relación de fuerzas, evitando cargas excesivas (Cailliet, 1990). El intercambio de metabolitos entre el disco y los vasos más cercanos, se produce a través de la porción más delgada de la placa cartilaginosa perforada situada entre el disco y la esponjosa del soma vertebral.

Las zonas vascularizadas y avasculares del disco, tendrán un comportamiento diferente ante determinado tipo de lesiones. Sólo la porción superficial periférica de un disco normal contiene vasos sanguíneos, linfáticos y nervios, mientras que la parte central se convierte en la mayor estructura avascular del cuerpo humano.

El disco intervertebral se compone de dos zonas. Una central, denominada núcleo pulposo y otra periférica, denominada anillo fibroso, que están separadas del cuerpo vertebral por dos delgadas láminas de cartílago hialino (Figura 13) (Alter, 1990; Demarais y cols., 1993; Montoliu y cols., 1994).

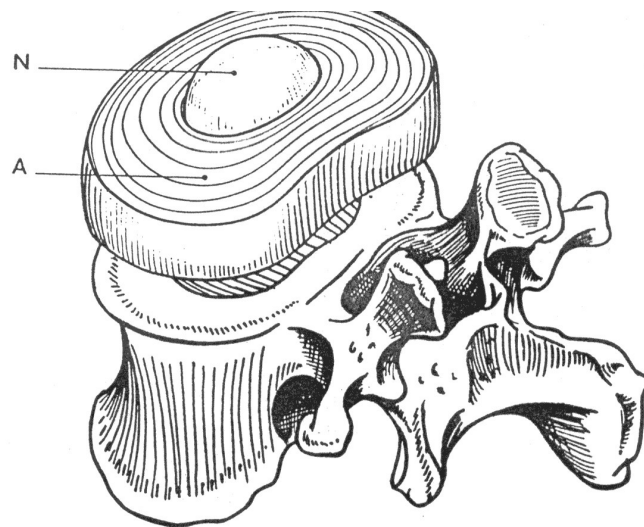


Figura 13. Disposición del disco intervertebral (Tomado de Kapandji, 1981).

El anillo fibroso rodea al núcleo pulposo, pero entre ellos no existe un límite neto, sino que de forma progresiva se desdibuja uno para constituir el otro, de modo que la parte más periférica del núcleo se confunde con la parte más profunda del anillo (Miralles y Puig, 1998). Está formado por láminas de fibrocartílago (de 10 a 12) que contienen células condrocitarias, sustancia fundamental y fibras colágenas uniformemente orientadas en una lámina, pero con orientación distinta en la lámina siguiente. Dicha orientación oscila con angulaciones de 45° a 65° respecto a los cuerpos vertebrales, si bien Martínez (1995) cita una inclinación de 70° en los discos dorsales y lumbares. Las fibras son cada vez más horizontales en sentido centripeto, lo que hace que estén continuamente en tensión y apretando al núcleo pulposo (Figura 14). Estas fibras mantienen una sólida unión a las placas cartilaginosas de los cuerpos vertebrales (Hamill y Knutzen, 1995).

Martínez (1995) describe el anillo como un conjunto de láminas donde las más periféricas son de tipo colágeno puro que se mezclan con los ligamentos longitudinal anterior y posterior, mientras que las internas son fibrocartilaginosas. Las láminas no forman anillos completos, adelgazándose hasta desaparecer o bifurcándose para abrazar la terminación de otra lámina, y van aumentando de espesor desde la periferia hasta el núcleo.

Esta arquitectura le hace capaz de soportar compresiones, pero sin embargo se adapta mal al estrés de cizalla (Miralles y Puig, 1998).

El estrés absorbido por el anillo fibroso es 4-5 veces la carga axial aplicada (Hamill y Knutzen, 1995). La presión en el disco se incrementa linealmente con el aumento de la compresión, durante la cual el disco pierde fluido y el ángulo de las fibras del anillo se incrementa (Hamill y Knutzen, 1995).

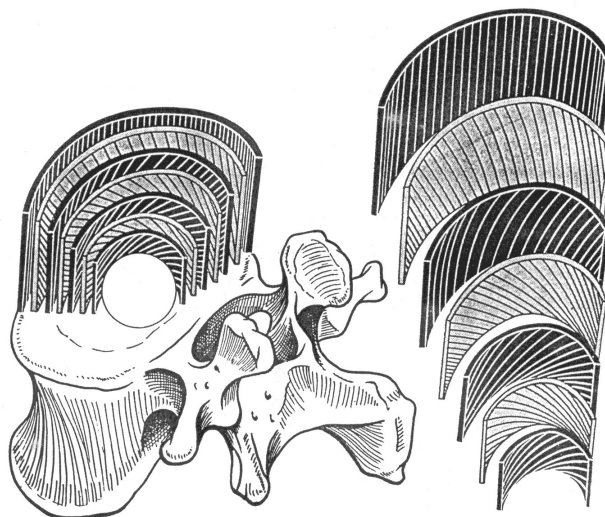


Figura 14. Estructura interna del anillo fibroso
(Tomado de Kapandji, 1981).

El agua es también el principal componente del anillo fibroso y representa el 60-70% de su peso. El colágeno constituye el 50-60% de su peso seco. Los espacios que quedan entre las fibras de colágeno y entre las diferentes capas se hallan embebidos de gel de proteoglicanos, cuya función es mantener unidos los diferentes componentes del anillo (Miralles y Puig, 1998).

El anillo posee mayor resistencia y más capacidad de recuperación en los cortes horizontales de las laminillas periféricas, mientras que en los cortes más verticales y radiales posee mayor distensibilidad (Rothman y

Simeone, 1989). Proporciona estabilidad, y debido a la disposición espiral de sus fibras, actúa como ligamento de contención, reteniendo al núcleo y contribuyendo a la estática vertebral (Demarais y cols., 1993). El hecho de que el anillo sea más grueso por delante que por detrás en las zonas de lordosis puede ser uno de los factores responsables del predominio de la protrusión posterior del núcleo pulposo (Llanos, 1988). Además, el colágeno es menos abundante en la porción posterior y lateral del anillo, haciendo más vulnerables estas zonas (Hamill y Knutzen, 1995).

La protrusión discal está asociada a la repetición de movimientos y posturas que aumentan el estrés espinal. Trabajos de ingeniería han demostrado que una carga repetitiva puede provocar daños microscópicos que se acumulan progresivamente y pueden llevar a un fallo total. Estos daños acumulativos se producen cuando las fuerzas cíclicas que actúan en las estructuras raquídeas exceden el umbral de tolerancia, que para el anillo fibroso es aproximadamente un 45% de la fuerza requerida para provocar una lesión aguda (Adams y Dolan, 1997).

Los platillos cartilagosos se encuentran en los dos extremos del cuerpo vertebral y representan el límite anatómico del disco. Se le asignan tres funciones primordiales: 1) protección vertebral de la atrofia por presión; 2) encierra el núcleo pulposo y anillo fibroso dentro de su espacio anatómico y, 3) actúa a modo de membrana semipermeable para facilitar los intercambios de fluidos entre núcleo pulposo, anillo fibroso y cuerpo vertebral (Montoliu y cols., 1994).

El núcleo se ubica aproximadamente en la mitad del disco en las regiones cervical y dorsal, y está desplazado hacia atrás, a dos tercios del perfil anterior del disco, en la zona lumbar.

Al tener gran cantidad de agua, el núcleo pulposo transmite muy bien las presiones (Demarais y cols., 1993). El agua va a mantener el centro del disco en hiperpresión, hinchándose al máximo de su capacidad, aunque limitado por la puesta en tensión de las fibras del anillo (Medina, 1992). El 70-90% del núcleo es agua (a los 15 años su contenido de agua es del 88% mientras a los 75 años desciende a un 65%), el 65% de su peso seco son proteoglicanos y el 15-20% es colágeno.

El contenido de colágeno del núcleo es mayor en los discos cervicales y menor en los lumbares, pudiendo estar relacionado con su mayor resistencia a las torsiones. En la región lumbar, el contenido de colágeno disminuye espectacularmente en los adultos en comparación con los niños y está relacionado con la disminución de su resistencia con la edad (Miralles y Puig, 1998).

Fennell y cols., (1996) en un estudio con resonancia magnética en el raquis lumbar de tres sujetos realizadas en posición neutra, en flexión y en extensión, encuentran que durante la flexión en el disco intervertebral se produce una migración posterior del núcleo pulposo dentro del disco. La extensión ocasiona una migración en dirección anterior. Esta cinética se observa en sujetos sanos, mientras en discos degenerados existe un movimiento anormal del núcleo.

Al recibir una carga, el anillo fibroso soporta el 25% de la misma y el núcleo pulposo el 75% (Alter, 1990; Montoliu y cols., 1994).

El disco, en conjunto, tiene una deformación viscoelástica debida a la entrada y salida de líquidos por la diferencia entre la presión mecánica y la osmótica; este comportamiento contribuye a las modificaciones de su altura. En una misma persona, la altura del disco cambia por efecto de la carga que soporta a lo largo del día (Natarajan y Andersson, 1999). La deshidratación del disco provoca un acortamiento de 1,5-2 centímetros de la estatura total del individuo (Miralles y Puig, 1998). Datos de Kramer (1990) citado por Natarajan y Andersson (1999) indican que la pérdida de altura de personas jóvenes es de unos 18 milímetros, la mayoría de los cuales se atribuyen a los cambios de altura en los discos intervertebrales.

El disco intervertebral juega un importante rol en el desarrollo de dolor raquídeo (Koeller y cols., 1986). Los segmentos intervertebrales móviles del raquis lumbar son particularmente susceptibles a las lesiones y procesos degenerativos (Shirazi-Adl y cols., 1986).

El hecho de que la adaptación discal sea más lenta que la de los huesos puede explicar por qué levantadores de pesas sufren mayor prevalencia de protrusiones discales que corredores de elite, mientras no ocurre lo mismo en cuanto a defectos en los platillos vertebrales. Estudios en cadáveres han encontrado que las vértebras de las personas físicamente activas son más fuertes que los discos adyacentes. Así mismo, incrementos rápidos en el volumen e intensidad de la carga pueden producir hipertrofia muscular, vértebras más fuertes y fallos por fatiga en los discos (Adams y Dolan, 1997).

La degeneración discal se puede producir por la rotura estructural del anillo fibroso, asociado a las algias vertebrales, y cambios celulares en todo el disco y hueso subcondral (Adams y Dolan, 1997). El disco intervertebral está sujeto a una serie de cambios relacionados con la edad que parecen jugar un rol significativo en la génesis de desórdenes lumbares. Estudios comparativos en animales han demostrado que estos cambios tienen una base genética. Un número de factores intrínsecos contribuyen al deterioro discal en humanos: deterioro de la nutrición

celular, modificación de la matriz extracelular proteica, senectud celular, acumulación de moléculas degradadas de la matriz, activación de la fosforilasa A2, contenido de agua y el Ph del núcleo (Richardson y cols., 1997).

Richardson y cols. (1997) encontraron que existe una predisposición familiar a la lesión de los discos lumbares, de modo que personas que tienen un miembro de su familia que recientemente ha sido tratado con terapia quirúrgica de una hernia discal lumbar, sufren mayor prevalencia de repercusiones lumbares.

En el adulto joven, cede antes el hueso que el disco; mientras que a partir de la segunda década de la vida comienzan a darse cambios degenerativos, entre los que cabe señalar: necrosis del núcleo y el reblandecimiento y debilitación del anillo, lo que puede conducir a roturas del anillo fibroso, protrusión y hernia discal, artrosis, inestabilidad y dolor.

III.3.4. Biomecánica del disco intervertebral.

El disco intervertebral es particularmente sensible a la combinación de tensiones asimétricas (Montoliu y cols., 1994; Arteaga y cols., 1995; Wirhed, 1996). Durante las actividades de la vida diaria el disco intervertebral se ve sometido a sollicitaciones complejas, en general, combinación de compresión, cizalla, flexión y torsión. En este sentido, tanto la flexo-extensión como la flexión lateral del raquis, provocan tensiones de tracción y compresión en el disco, mientras la torsión induce tensiones de cizalla.

Las fibras del anillo fibroso están concebidas para trabajar en tracción y no en compresión constante, como ocurre en las concavidades de las curvas. Un estrés compresivo continuo puede repercutir desencadenando una degeneración discal que disminuye su resistencia mecánica.

En cuanto al comportamiento hidráulico del disco, una presión aplicada a un líquido es transmitida en su totalidad a todas las partes del líquido, y a las paredes del recipiente que lo contiene. En el disco intervertebral, el núcleo actúa como un amortiguador de impacto hidráulico facilitando la recepción de cargas verticales desde los cuerpos para redistribuirlas en un plano horizontal (Alter, 1990; Montoliu y cols., 1994). Cuando soporta una presión distribuye a todos los lados de su continente las fuerzas, cargas y sollicitaciones a las que se ve sometido el raquis (Montoliu y cols., 1994). La presión radial ejercida sobre el anillo

previene a éste de posibles deformaciones, ayudándole a transmitir parte de las fuerzas al siguiente segmento vertebral.

Un movimiento de flexión vertebral combinado con una carga compresiva provoca un acuñamiento discal que tiende a desplazar el núcleo posteriormente, como resultado del efecto Poisson. Sin el movimiento de flexión, la carga compresiva genera un patrón de estrés radial más uniforme (Simunic y cols., 2001).

El interior del núcleo pulposo se encuentra en un estado de pretensión, que permite resistir más fácilmente las fuerzas de compresión y flexión (Marcos Becerro, 1989). El núcleo tiene una gran importancia biomecánica en la movilidad del raquis especialmente porque el centro del movimiento sagital entre dos cuerpos vertebrales se encuentra a este nivel. Constituye un mecanismo amortiguador de choques merced a su deformidad que, aunque escasa, le permite modificar su altura en función de la carga que soporta.

Cuando se aplica una fuerza craneo-caudal sobre el núcleo, la altura de éste tiende a reducirse y expandirse de forma radial contra las paredes del anillo fibroso. Esta expansión radial ejerce una presión en el anillo que tiende a distender las capas de fibras colágenas hacia fuera; pero la capacidad elástica de este material le permite resistir la distensión y oponerse a la presión ejercida por el núcleo (Figura 15) (Miralles y Puig, 1998; Calais-Germain y Lamotte, 1995).

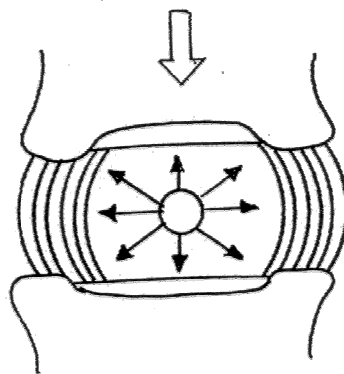


Figura 15. Transmisión radial de las presiones ejercidas sobre el núcleo pulposo (Tomado de Miralles y Puig, 1998).

El comportamiento del núcleo tras carga constante o en período de descanso muestra curvas exponenciales, lo que sugiere un cierto tiempo de reposo para la total recuperación del disco.

Por regla general, el anillo es lo bastante resistente como para impedir cualquier tendencia del núcleo a protruir lateralmente. La aplicación de una fuerza de 40 Kg en un disco intervertebral ocasiona sólo 1 milímetro (mm) de compresión vertical y 0,5 mm de expansión radial del disco. Una fuerza vertical de 100 Kg comprime el disco sólo 1,4 mm y provoca una expansión lateral de 0,75 mm (Miralles y Puig, 1998).

El núcleo pulposo no ejerce sólo una presión radial, sino también hacia las placas terminales vertebrales. Éstas resisten perfectamente la deformación ya que se aplican hacia los cuerpos vertebrales. La presión ejercida en las placas terminales sirve para transmitir parte de las fuerzas aplicadas de una vértebra a la siguiente. El buen funcionamiento de estos mecanismos requiere de la integridad del anillo y núcleo (Miralles y Puig, 1998). El núcleo pulposo parece ser el centro funcional del disco, y sus modificaciones, la causa primaria de la patología dentro del mismo, y como consecuencia, de todas las alteraciones patológicas del espacio intervertebral.

Otra propiedad del disco es la capacidad que posee para absorber y almacenar energía. Las fibras de colágeno son elásticas, se distienden como muelles almacenando la energía que las distendió. Cuando las cargas aplicadas sobre el disco desaparecen, la capacidad de recuperación elástica del colágeno hace que la energía almacenada en él se utilice para devolver a la normalidad cualquier deformación que haya podido sufrir el núcleo pulposo (Miralles y Puig, 1998).

Los movimientos de separación o distracción de los cuerpos vertebrales comportan un estiramiento de las fibras de colágeno del anillo fibroso, por lo que cada fibra se tensa resistiendo la tracción. Al estar el anillo muy densamente poblado por fibras de colágeno, éste es altamente resistente a la tensión (Miralles y Puig, 1998).

En los movimientos de flexo-extensión se produce la deformación de las fibras de colágeno en una parte del disco y su elongación en la opuesta. Esto ocasiona necesariamente la distorsión del anillo y del núcleo, siendo la naturaleza fluida de éstos la que permite tal deformación. La compresión del anillo en la parte anterior desplaza la estructura semilíquida del núcleo hacia atrás. Si al mismo tiempo se aplica una carga sobre el disco, la presión en él aumentará y se ejercerá sobre la parte posterior del anillo que se halla tensada por la separación de los cuerpos vertebrales. Un anillo sano resistirá bien esta combinación de tracción y compresión, pero si el anillo ha sufrido lesiones anteriores, se pueden observar roturas de su parte posterior con el resultado de la extrusión o herniación del núcleo pulposo (Miralles y Puig, 1998).

En la rotación raquídea se tensan solamente las fibras de colágeno inclinadas en la dirección del movimiento, mientras que las restantes están relajadas. El anillo resiste los movimientos de torsión con la mitad del total de sus fibras de colágeno. Por ello, este movimiento de torsión es el más lesivo para el disco intervertebral (Miralles y Puig, 1998).

En el comportamiento biomecánico del disco intervertebral es importante el espesor de la parte posterior del mismo, en relación con su resistencia y su forma. Los discos que tienen la parte posterior cóncava están mejor diseñados para resistir las flexiones que los que la tienen convexa, ya que a igualdad de diámetro poseen mayor sección.

Los discos que tienen una gran altura y áreas pequeñas tienen mayor riesgo de sufrir alteraciones que cualquier otra combinación de altura y geometría. Cuando la ratio área/altura del disco se incrementa, el disco es más estable para todos los tipos de cargas excepto para las de torsión. Una carga que genera un momento flexor, extensor o flexor lateral produce menos movimiento (20%) en los discos cuando éstos tienen una ratio área/altura de 250-350, comparándolo con discos que tienen una ratio de 100. Discos con una ratio pequeña permiten movimientos más amplios, con la excepción de los movimientos de rotación. Los momentos de flexo-extensión e inclinación lateral provocan mayor carga y mayor inestabilidad en los segmentos móviles (Natarajan y Andersson, 1999).

Ante la aplicación de grandes tensiones, la recuperación discal no es inmediata sino que requiere de un período determinado de tiempo. A este proceso se le conoce como mecanismo de autoestabilización del raquis. Es un sistema por el cual cada segmento intervertebral tiende a restablecer la posición de reposo tras ser sometido a una carga. Si las cargas se mantienen por un tiempo prolongado, el disco termina por no recuperar su posición inicial, produciéndose un proceso degenerativo (Marcos, 1989). Así el núcleo se hace más fibroso y pierde su estructura de gel. Las fibrillas colágenas del núcleo se engruesan, mientras que las del anillo se vuelven más delgadas y disminuye la capacidad del disco para distribuir la fuerza compresiva (Llanos, 1988).

Existen datos cuantitativos que afirman que la resistencia a la compresión de los discos vertebrales es muy elevada y pueden soportar esfuerzos axiales de hasta 1000 Kilopondímetros.

Las vértebras lumbares toleran cargas de hasta 730 Kilogramos (Kg.). Los discos intervertebrales de la región lumbar están en condiciones de soportar una presión axial de hasta 1500 Kg. El valor de tolerancia de la región cervical alcanza sólo el 75% de la capacidad de compresión de las vértebras lumbares (Einsingbach y cols., 1989).

En la resistencia a la torsión, los valores para las vértebras lumbares, están alrededor de 250 Kg., y para los discos intervertebrales, en unos 450 Kg. El resultado de soportar estáticamente una carga de 100 Kg., con ligera flexión anterior de la columna vertebral, representa una carga de presión en las vértebras lumbares de más de 800 Kg. Si se adopta una posición cifótica, la carga estática de los discos torácicos aumenta hasta el 50%, incluso en ausencia de peso adicional (Einsingbach y cols., 1989).

Según Martínez (1995), el disco intervertebral de un adulto joven soporta, en condiciones normales, hasta 600-800 Kg. de peso antes de que se produzca una fractura de los platillos vertebrales, que sigue, tras carga brusca, dos patrones de aparición: si el disco es normal, la fractura es central; mientras que si el disco está degenerado, la fractura será periférica en las inserciones del anillo.

III.3.5. Cinética raquídea.

Los movimientos raquídeos son posibles porque el disco se puede deformar y porque las facetas articulares posteriores pueden deslizarse unas sobre otras gracias a la gran laxitud de la cápsula articular y de los ligamentos (Medina, 1992). En las articulaciones intersomáticas no hay desplazamiento pues no hay superficies articulares, siendo el movimiento por deformación del disco (Pastor, 2000).

La amplitud de movimiento en estos planos está limitada por la extensibilidad de los ligamentos longitudinales, la superficie y cápsula articular, la fluidez del disco y la extensibilidad de los músculos. Todos los movimientos del raquis son muy amplios en el niño y en el adolescente, disminuyendo después de los treinta años de edad.

En cuanto a la movilidad raquídea hay que considerar el índice discal y la relación superficie/altura de los discos.

El índice discal es la relación existente entre la altura del disco y la altura media de los dos cuerpos vertebrales entre los que se encuentra. Esta relación es de 1/4 en la región cervical, 1/5 en la región dorsal y 1/3 en la región lumbar. A mayor índice discal mas amplitud de movimiento, de modo que el raquis dorsal es el que menor movilidad aporta.

La relación superficie/altura de los discos es de 6/1 en la región cervical, de 22/1 en la región dorsal y de 13/1 en la región lumbar. Esta relación es inversa con la movilidad, de modo que a mayor coeficiente menor movilidad.

Resulta de gran trascendencia para la movilidad intervertebral la orientación de las carillas articulares interapofisarias, que es distinta dependiendo del segmento raquídeo que se considere (Figura 16). En las vértebras torácicas, las carillas articulares son verticales y tienen una orientación circular que permite el movimiento de rotación entre dos vértebras adyacentes, limitando las costillas este movimiento. Aproximadamente, se hallan orientadas 60° con respecto al plano transversal y 20° respecto al plano frontal. Estas articulaciones intervertebrales permiten los movimientos de inclinación, rotación y, con mayor limitación, los movimientos de flexo-extensión.

En la última vértebra torácica y primera lumbar se produce un cambio de orientación de las carillas, que pasan a tener una dirección más sagital, limitando las rotaciones axiales (Miralles y Puig, 1998).

En la región lumbar inferior las carillas articulares están ligeramente desplazadas hacia el plano frontal, dirigidas hacia atrás y hacia dentro, por lo que se encuentran casi enfrentadas. Están mejor adaptadas para soportar el estrés de cizalla debido a la orientación oblicua hacia delante de los discos intervertebrales L_4-L_5 y L_5-S_1 . La orientación de las carillas es de 45° con respecto al plano frontal y 90° con respecto al transversal. En el raquis lumbar se pueden realizar movimientos de flexión, extensión e inclinación lateral, pero es limitada la rotación (Miralles y Puig, 1998).

En el raquis cervical las carillas de las articulaciones intervertebrales de C_3 a C_7 tienen el aspecto de cortes oblicuos de cilindros óseos y están orientadas aproximadamente 45° con respecto al plano transversal, siendo paralelas al plano frontal. Las carillas intervertebrales de las dos primeras vértebras cervicales, atlas y axis, están prácticamente orientadas en el plano transversal. La séptima vértebra cervical es de transición y sus carillas articulares tienen mayor inclinación que las demás (Miralles y Puig, 1998). Estas orientaciones permiten a este segmento realizar flexiones, extensiones, inclinaciones y rotaciones.

La transferencia de las cargas desde una vértebra hasta la subyacente a través de los elementos posteriores es diferente según se considere un movimiento de flexión o extensión. En flexión, los ligamentos son los responsables de tal transferencia, mientras en la extensión la carga se transmite a través de los pedículos, lámina y procesos articulares. Los ligamentos poseen, respecto a la musculatura, una gran ventaja mecánica para resistir los momentos de flexión (Shirazi-Adl y cols., 1986).

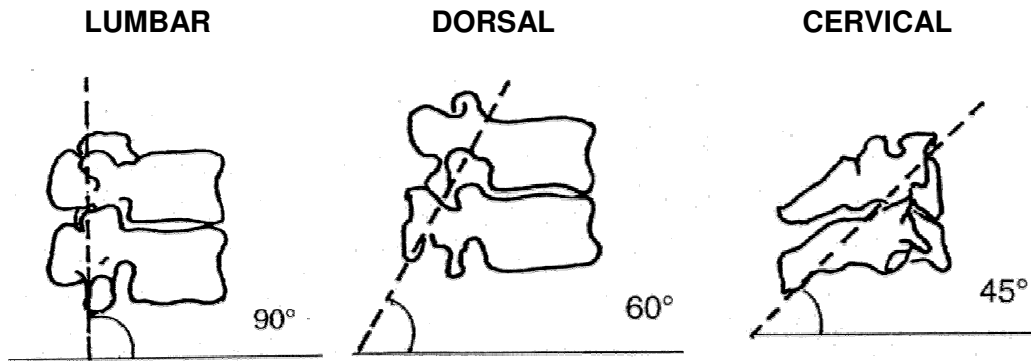


Figura 16. Orientación de las carillas articulares (Tomado de Miralles y Puig, 1998).

Analizando los movimientos de flexo-extensión, los valores máximos de movilidad intervertebral son de 110° para la flexión y 140° para la extensión. La flexión lumbar es de 60° y para el conjunto dorso-lumbar de 105°. La extensión es más reducida, siendo de 35° para el raquis lumbar y 60° para el dorso-lumbar. En el raquis cervical la amplitud de flexión es de 40°, siendo la extensión de hasta 75° (Tabla 6).

Movimiento	Cervical	Dorsal	Lumbar	TOTAL
FLEXIÓN	40°	20°	60°	110°
EXTENSIÓN	75°	25°	35°	140°
INCLIN.LATERAL	(30-45°)*	20°	20°	75-80°
ROTACIÓN	(45-60°)**	35°	5°	95-100°

(*) 30° en región cervical baja y 10-15° en región cervical alta.

(**) 25° en región articulación atlo-axoidea y 25° en región cervical baja.

Tabla 6. Resumen de la amplitud del movimiento del raquis.

La flexión se produce en un 75% en el espacio intervertebral L₅-S₁, un 15-20% en L₄-L₅ y el 5-10% restante se reparte entre L₁-L₄ (Figura 17) (Cailliet, 1979; Cailliet, 1990). Sin embargo, los datos referenciados por McGill (2002), extraídos de diversos estudios, evocan una distribución diferente de la movilidad intervertebral (Figura 18).

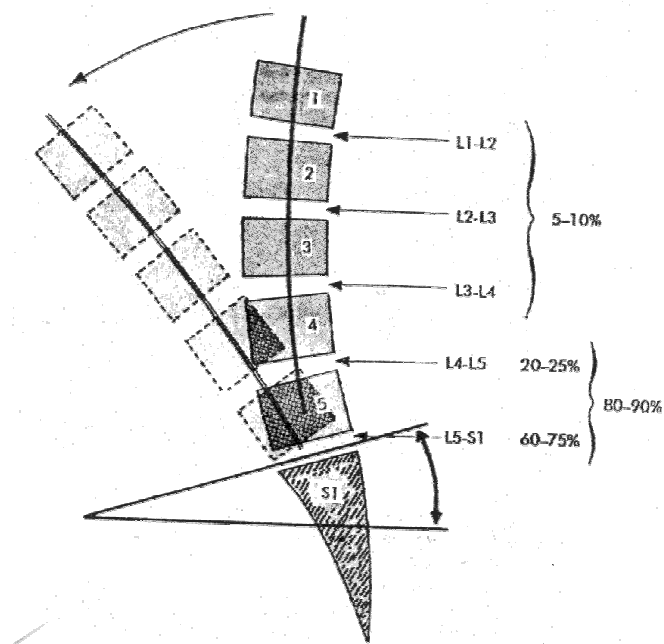


Figura 17. Amplitud articular de las articulaciones intervertebrales lumbares (Tomado de Cailliet, 1990).

De estos datos se deduce que el segmento dorso-lumbar tiene una buena movilidad en flexión, mientras que el cervical es el más libre y móvil de los tres, sobre todo en la extensión. La amplitud del movimiento del raquis está en estricta dependencia con la zona que se considere.

La movilidad intervertebral se modifica con la edad. Entre los 20 y 50 años se pierden 15° de flexión y 10° de extensión lumbar, 20° en las inclinaciones y 30° en las rotaciones (Miralles y Puig, 1998). Por géneros, las mujeres poseen mayor movilidad en el raquis cervical y los hombres en el lumbar (Miralles y Puig, 1998).

Level	Flexion	Flexion and extension combined	Extension	Lateral bending	Axial twist
T1-2		4		6	9
T2-3		4		6	8
T3-4		4		6	8
T4-5		4		6	8
T5-6		4		6	8
T6-7		5		6	8
T7-8		6		6	8
T8-9		6		6	7
T9-10		6		6	4
T10-11		9		7	2
T11-12		12		9	2
T12-L1		12		8	2
L1-2	8		5	6	2
L2-3	10		3	6	2
L3-4	12		1	8	2
L4-5	13		2	6	2
L5-S1	9		5	3	5

All data are from White and Panjabi (1978), except flexion and extension lumbar data, which are from Pearcy et al. (1984) and Pearcy and Tibrewal (1984).

Figura 18. Rango de movimiento de las articulaciones intervertebrales (Tomado de McGill, 2002).