

Artículo de revisión

Biomecánica de la columna lumbar: un enfoque clínico

Biomechanics of the lumbar spine: a clinical approach

Lomelí-Rivas A,* Larrinúa-Betancourt JE[†]

Clínica de Medicina de Rehabilitación, Médica Sur.

RESUMEN. El estudio de la biomecánica de la columna lumbar con enfoque clínico permite al médico especialista, relacionado con ciencias del aparato locomotor, tener una mejor interpretación de los hallazgos clínicos y radiológicos, para así poder realizar un tratamiento o una predicción de un problema médico con mayor fundamento científico. El segmento vertebral lumbar se estudia desde el punto de vista biomecánico de manera integrada, correlacionándolo con las demás estructuras corporales. Las estructuras analizadas son las vértebras, los discos intervertebrales, el sistema ligamentario y muscular. El método de estudio va desde la estática de la columna hasta la dinámica, que incluye los aspectos cinéticos y cinemáticos. La contradicción del estudio de la columna lumbar estriba en que los trastornos de esta región corporal son de los más frecuentes en la consulta médica general y especializada y, sin embargo, no está proporcionada con los fondos financieros para realizar investigación.

Palabras clave: Columna, lumbar, biomecánica, clínica, tratamiento.

ABSTRACT. The study of Biomechanics of the lumbar spine with clinical approach allows the physician related to locomotive sciences, to have a better interpretation of the clinical and radiological findings in order to carry out a treatment or a prediction of a medical problem with greater scientific foundation. The lumbar vertebral segment is studied from a biomechanical point of view in an integrated way, correlating with other body regions. The structures analyzed are the vertebrae, the intervertebral disks, the ligament and muscular system. The method of study goes from the static of the column to the dynamic, which includes the kinetic and kinematic aspects. The contradiction in the study of the lumbar spine is that the disorders of this body region are of the most frequent in the general and specialized medical consultation and, however, is not enough provided to the financial funds to carry out research.

Keywords: Spine, lumbar, biomechanics, clinic, treatment.

Introducción

El estudio de la biomecánica de la columna lumbar facilita la comprensión de los efectos del movimiento normal y patológico, así como de las modificaciones en las estructuras vertebrales y de los tejidos blandos que la componen; además, permite conocer y predecir los efectos de los procedimientos quirúrgicos en la dinámica y estática vertebral y

Nivel de evidencia: V

* Médico Especialista en Medicina de Rehabilitación. Jefe de la Clínica de Medicina de Rehabilitación, Médica Sur.

† Médico Especialista en Ortopedia y Cirugía de Columna, Médica Sur.

Dirección para correspondencia:

Alvaro Lomelí-Rivas
Puente de Piedra 150, Unidad de Rehabilitación,
lobby norte segundo Piso.
Tel: 5424-7224

E-mail: alvarolomelir@gmail.com

Este artículo puede ser consultado en versión completa en:
www.medicgraphic.com/actaortopedia

en los eventos terapéuticos de la medicina de rehabilitación o de la medicina del deporte.

La biomecánica de la columna se estudia de manera integrada, ya que se trata de un diseño modular en el cual existe una unidad funcional constituida por dos cuerpos vertebrales y un disco intervertebral, los cuales se encuentran superpuestos y, en conjunto, forman un sistema biomecánico que trabaja de manera armónica. A estas estructuras rígidas se añaden otras compuestas por tejidos blandos como son músculos, tendones, fascias, ligamentos, vasos sanguíneos, tejido nervioso central y periférico. Las funciones biomecánicas que desarrolla son de carga, sostén, protección, difusión de fuerzas axiales y rotacionales, así como de transmisión de movimiento.¹ Aunque pueda parecer que su estudio analítico se realiza de manera fragmentada, en la práctica se hace de forma integrada.

El estudio y comprensión de la biomecánica de la columna lumbar favorece el entendimiento entre los diferentes profesionales de la salud, ortopedia, medicina de rehabilitación y medicina del deporte, para un tratamiento más racional a los padecimientos de este segmento corporal.

Para su estudio, la columna vertebral se dividirá en las diferentes estructuras morfológicas de las que está compuesta. Se analizará la estática y la dinámica con enfoque clínico.

Vértebras

Las vértebras, vistas desde una perspectiva general, guardan una distribución biomecánica similar, en las que se aprecian dos sistemas de carga, uno anterior y otro posterior, divididos artificialmente por una línea imaginaria que pasa por el centro del canal raquídeo.² Este concepto biomecánico permite comprender mejor el movimiento vertebral, tomando como fulcro la articulación vertebral (facetas articulares).

El cuerpo vertebral tiene un diseño estructural que le permite soportar cargas axiales, al mismo tiempo que presenta un agujero raquídeo, cuya función es proteger las estructuras nerviosas de la médula y la cauda equina.³ Con la combinación de hueso compacto y hueso esponjoso, el cuerpo vertebral posee una característica de baja densidad con alta resistencia. Las características biomecánicas de la columna lumbosacra en particular, se basan en la posición que tiene este segmento en relación con toda la columna vertebral, el diseño estructural y los Grados de Libertad de Movimiento (GLM) que desarrollan. Gracias a los GLM y a la capacidad de carga del segmento lumbosacro, es factible que todas las estructuras que están por arriba de esta región puedan realizar movimientos de flexo-extensión, lateralización y rotación, lo que le proporciona una gran movilidad al tórax y apoyo suficiente a la cintura escapular.

Las facetas articulares forman el punto de apoyo de una palanca de primer grado, lo que permite realizar eficacia biomecánica con ahorro de energía, propio de las palancas interapoyadas. A las facetas se les considera una fuente de dolor vertebral y juegan un papel importante dentro de la estabilidad vertebral, soportando 18% de la carga compresiva total en un segmento lumbar. El proceso articular superior facetario lumbar toca la lámina inferior cuando las fuerzas que replican los músculos extensores espinales se usan para resistir cargas de flexión.⁴ Esta carga también causa altas tensiones en la cápsula de la articulación facetaria. De esta forma, cuando un individuo carga algún objeto pesado, parte de las fuerzas compresivas que se generan en la columna se transmiten a través de las facetas articulares, de ahí su importancia clínica en el desarrollo de trastornos dolorosos de origen facetario.

Las facetas de la columna lumbar no son planas y tienen 90° de angulación con respecto al eje X, pero con respecto al eje Y es de 45°, aunque existe una gran variabilidad si midiéramos las angulaciones de cada nivel lumbar de arriba hacia abajo con respecto al plano transversal. Observaciones clínicas en la columna lumbar indican que existe mayor riesgo de hernia discal asociada con una mayor oblicuidad de las facetas articulares, lo que implica que al existir ma-

yor inclinación facetaria, podremos encontrar una rotación axial incrementada y, por tanto, un aumento de estrés sobre el anillo fibroso, lo que puede ocasionar daño sobre el disco intervertebral.

La estructura microscópica de la faceta articular permite tener una neuromecánica muy compleja, pero con resultados excelentes para enviar señales a la médula y al cerebro de la posición que guarda exactamente la unidad funcional vertebral, lo cual presenta un gran valor clínico y quirúrgico.⁵ Por otra parte, el soporte de la faceta articular puede ser rebasado en casos de trauma vertebral axial o rotacional, lo que provoca daño facetario; más aún, en los procedimientos quirúrgicos donde se colocan tornillos para fijar vértebras, si están demasiado apretados pueden condicionar sobrecarga articular y, por ende, dolor en el sitio de la sobrecarga.⁶

La posición de la articulación lumbosacra permite soportar grandes cantidades de carga sin que se afecten los tejidos; sin embargo, la inclinación del sacro produce un esfuerzo similar al que se produce en un plano inclinado con un cuerpo que se desliza a través de él, donde las fuerzas de gravedad provocan un desplazamiento hacia abajo y hacia el frente sobre la superficie sacra, incrementando la tensión ligamentaria y del disco intervertebral (*Figura 1*). Las cargas axiales son mejor toleradas que las rotacionales; con la combinación de flexión más rotación, la resistencia de los tejidos disminuye de manera considerable, en especial en los discos intervertebrales, lo cual los hace más susceptibles a daño.

De acuerdo con la ley de cargas, las vértebras van incrementando su masa en relación directa con el número de



Figura 1: La angulación del sacro proporciona una base de sustentación inclinada para la columna lumbar, lo que provoca que forme una curvatura que biomecánicamente se traduce en mayor resistencia para toda la columna.

vértebras suprayacentes y del peso que soportan. De esa forma, de las vértebras presacras (C1 a L5) la más voluminosa es L5. Este concepto biomecánico tiene gran aplicación clínica, ya que cuando una vértebra subyacente es de menor tamaño, puede indicar una fractura por compresión o una remodelación ósea por causas mecánicas o metabólicas.

Discos intervertebrales

Además de las estructuras óseas, la columna vertebral está constituida por discos intervertebrales (DIV), compuestos por colágena y proteoglicanos. Los DIV son las estructuras avasculares más grandes del cuerpo. Éstos están constituidos por un anillo fibroso, un núcleo pulposo y dos placas adyacentes a las vértebras que componen la unidad funcional. El DIV es una estructura que transmite cargas al mismo tiempo que es un componente que hace las veces de cojinete, lo que provee de flexibilidad a la columna. La acción de las cargas mecánicas es de fundamental importancia para mantener un DIV sano. Las cargas normales que se presentan a diario en las actividades de la vida cotidiana en el ser humano generan señales biofísicas a las células, las cuales regulan las funciones fisiológicas del DIV, se remolda de manera constante la matriz del disco y esto permite que se genere un mantenimiento autónomo. Hay evidencia de que las cargas generadas a lo largo del día van desde baja magnitud (0.2 MPa) hasta magnitudes muy altas (0.6 MPa).⁷ Las fuerzas hidrostáticas, la presión osmótica, las fuerzas tensiles y la compresión estática sobre el DIV, juegan un papel relevante sobre los procesos de regeneración celular, así como el daño que pueda ocurrir por una sobrecarga.⁸

El núcleo pulposo (NP) constituye la parte central del DIV, ocupa entre 40 y 50% del volumen del disco de un adulto. Está compuesto por agua y proteoglicanos polianiónicos, éstos contienen cargas negativas que ejercen un fuerte poder osmótico. La gran cantidad de agua del NP permite absorber cargas de presión de la columna vertebral y transmitirlas a los tejidos circundantes. El anillo fibroso (AF) está compuesto por fibras colágenas tipo I de predominio elástico, que forman entre 15 y 25 placas concéntricas de aproximadamente 0.05 mm a 0.5 mm de espesor. Cerca de 48% de las láminas son arillos concéntricos incompletos y este porcentaje se incrementa con la edad. Las fibras de colágena están orientadas entre 25° y 45° sobre el plano transverso. Esta forma de orientación de las fibras permite al AF tener propiedades de resistencia y de fuerza tensil, así como de absorción de estrés físico que se transmite al NP.²

Ligamentos

Los ligamentos son estructuras uniaxiales compuestas de tejido conectivo que dan estabilidad a las articulaciones. Una de sus características es que resistirán fuerzas de tensión, pero se van a ensanchar cuando se les aplica compresión. Los elementos en la columna lumbar, de adelante

hacia atrás, pueden mencionarse de la siguiente manera: ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior, ligamento amarillo, ligamentos capsulares, ligamento interespinal y ligamento supraespinal, los cuales desarrollan una función específica como estabilizadores de acuerdo a su orientación y localización, con respecto a la vértebra en movimiento; sin olvidar que los ligamentos tienen mayor estabilidad de acuerdo al brazo de palanca que presente con respecto al eje de rotación instantánea. Por tanto, se concluye que entre mayor sea el brazo de palanca mayor estabilidad habrá.

En conjunto, todos los ligamentos proveen estabilidad a las vértebras, ayudan a la distribución de cargas y amortiguan el esfuerzo cortante producido por fuerzas de cizallamiento; al mismo tiempo, permiten movimiento en varios grados de libertad sin alterar la estabilidad. La resistencia de los ligamentos es variable y está determinada por su posición anatómica y su composición histológica (*Figura 2*). El papel que juegan los mecanorreceptores de los ligamentos en situaciones de daño en la columna vertebral permanece sin respuesta, no obstante, el daño que ocurre en un ligamento habitualmente se debe a estiramiento que sobrepasa su límite fisiológico (*Figura 3*).⁴ Durante los procedimientos quirúrgicos, es frecuente que se produzca daño ligamentario y que esto repercuta en la evolución del paciente, ya sea con diskinesia, alteraciones posturales o dolor segmentario, con la sensación del paciente de mala postura permanente o dolor.

Dinámica lumbar

La descripción estática de la columna es el punto de partida para comprender su dinámica, dentro de la cual se in-

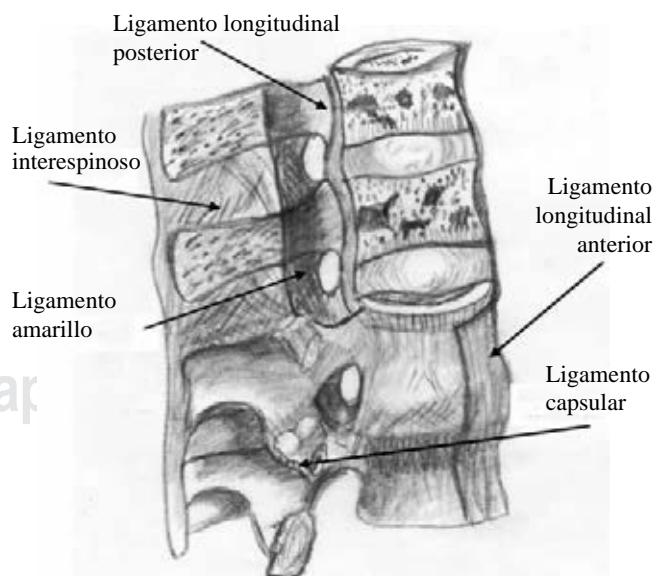


Figura 2: Los ligamentos que proporcionan mayor estabilidad a la columna son los longitudinales, los interespinales, los capsulares y el ligamento amarillo. En su conjunto permiten los movimientos vertebrales dentro de los límites elásticos manteniendo la estabilidad biomecánica.

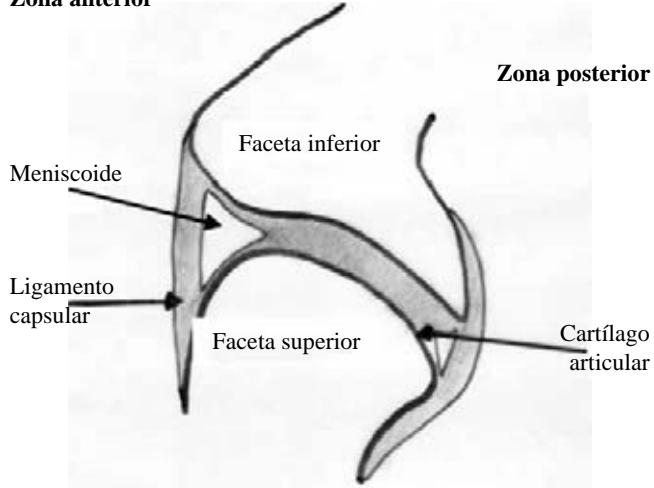
Zona anterior**Zona posterior**

Figura 3: La facetas articulares son estructuras que presentan una gran cantidad de mecanorreceptores que detectan cualquier variación de presión o movimiento, lo que permite al analizador cerebral formar un esquema de posición vertebral muy preciso.

cluyen los aspectos cinéticos y cinemáticos. Aunque de manera didáctica se estudian de forma separada, en la práctica se analizan de manera conjunta.

La cinética de la columna lumbar está relacionada con el tronco y con las extremidades inferiores. Los movimientos de la columna están accionados por los músculos del tronco y los espinales que trabajan de manera armónica. Los movimientos cinéticos se analizan partiendo de los ejes X, Y y Z. Los movimientos básicos como la flexión, extensión, lateralización y rotación se combinan de tal forma que la probabilidad puede ser infinita dentro de los grados de movimiento de cada uno. Están regidos por las leyes del movimiento (Leyes de Newton).⁹ El resultado del movimiento efectuado se calcula mediante la Segunda ley de Newton, la ley de la aceleración, donde $F = ma$, la fuerza es el producto de la masa por la aceleración; en un sistema complejo de fuerzas musculares esta fórmula se transformaría en $\sum F_x = ma_x$, donde la resultante es la suma de todas las fuerzas que interactúan en el sistema.¹⁰

La dirección del movimiento vertebral es resultado de las fuerzas que interactúan, de la forma de las facetas articulares, la unión disco-vertebral y de los límites que ponen las fuerzas de los ligamentos vertebrales.¹¹ Hay fuerzas que provocan movimiento, hay fuerzas que lo resisten. La Tercera ley de Newton, la de acción y reacción, se involucra en este principio. Las fuerzas en equilibrio producen, como resultado, la presencia de la lordosis lumbar fisiológica. Estas fuerzas de equilibrio estático se modifican con el equilibrio cinético entre los músculos de la columna con los de los abdominales. Con las fuerzas que actúan sobre el sistema se forma una palanca de primer género, pero el brazo de fuerza de los músculos vertebrales es de menor longitud que el de resistencia provocado por los componentes abdominales.

La presión ejercida en los discos intervertebrales durante los movimientos de la columna lumbar fue estudiada

por Nachemson en 1975.¹² Sus estudios fueron medidos de nuevo con tecnología más precisa por Wilke y colegas,¹³ quienes encontraron diferencias significativas entre ambas mediciones, siendo más exactas las de Wilke. Se midió la presión bajo diferentes actividades que involucran movimiento en la columna lumbar. La carga sobre la columna lumbar en posición ortostática es de aproximadamente 800 N cuando el sacro se encuentra con una inclinación de 30°; en posición sedente con la columna erguida se incrementa a 996 N.¹⁴ La flexión del tronco incrementa de manera progresiva la carga en la columna lumbar y llega hasta 220% de la carga en posición ortostática,¹³ dicha carga se distribuye entre todas las estructuras vertebrales. Durante la flexión del tronco, el anillo se desplaza en posición ventral y la porción central del disco se mueve hacia la porción posterior.¹⁵ Estos aspectos ayudan a comprender la patología discal y vertebral, de forma especial en los desgarres anulares posteroocentrales del DIV.

Otro elemento importante en la cinética de la columna lumbar es su musculatura, ya que éstos son la fuente primaria de fuerza, la cual da por resultado el movimiento del segmento vertebral, considerados como estabilizadores dinámicos hasta el día de hoy.

Los músculos están divididos por región y de acuerdo a su posición cumplen con una función especial. Los músculos de la región anterior donde encontramos al psoas ilíaco en todo el aspecto anterolateral de la columna lumbar, presenta una inserción distal sobre el trocánter menor del fémur, en la columna está insertado sobre los procesos transversos, cuerpos vertebrales y el disco intervertebral de T12 a L5, y de modo funcional es un flexor primario de la cadera y de manera secundaria, un flexor del tronco. En estudios recientes se observa que es un músculo activo tanto en posición ortostática como en posición sedente y tiene además una acción antigravitatoria. Otros músculos de la región anterior son los rectos abdominales, los cuales actúan de forma indirecta al realizar flexión, rotación y también extensión por aumento de la presión intraabdominal. El papel de los músculos abdominales es el de un brazo de palanca que hace una función estabilizadora de la columna dorso-lumbar al comportarse como antagonistas con los músculos erectores de este segmento. Los músculos abdominales inicien la flexión del tronco, junto con la porción vertebral del psoas. El peso del resto del tronco completará la fuerza necesaria para producir la flexión, los músculos erectores ejercen una fuerza antagónica que controlan el movimiento de manera gradual. Una vez que se completa la flexión los músculos erectores de columna dejan de contraerse, ya que están completamente estirados. El movimiento de extensión se inicia con la contracción del músculo glúteo máximo, el músculo cuadrado lumbar, los oblicuos y los isquiotibiales; a este esfuerzo se van sumando los músculos paraespinales y permanecen activos hasta que la columna presenta extensión completa.

En la región posterior de la columna lumbar encontraremos los músculos del sistema transverso espinal, que se

encuentran en el espacio entre los procesos espinosos y los transversos (semiespinosos, multífidos y rotadores). El multífido es un músculo profundo que produce extensión, inclinación lateral y rotación, pero al estudiarse de forma individual, tiene más función estabilizadora que función de movimiento.

Los músculos rotadores son pequeños y cuadrados, y van a conectar la parte posterior y superior del proceso transverso al borde inferior y lateral de la lámina de la vértebra inferior.

Los músculos intertransversales se ubican entre los procesos transversos, en la región lumbar existen los mediales y laterales. Los interespinosos se encuentran a cada lado entre los procesos espinosos, éstos se comportan como transductores propioceptivos.

Otro grupo son los erectores espinales que en la región lumbar se encuentran de manera lateral al multífido, están cubiertos por la fascia toracolumbar y se dividen en tres columnas: epiespinoso (medial), longísimo (intermedio) y el iliocostal (lateral). Cuando este músculo presenta contracción unilateral, producirá una flexión lateral de la columna lumbar; la contracción bilateral generará rotación sagital posterior y junto con el multífido se opone al efecto de flexión de los músculos abdominales. El cuadrado lumbar tiene acción estabilizadora en su antagonismo a los abdominales y su contracción unilateral provoca inclinación lateral (*Figura 4*).¹⁶

El estudio cinemático de la columna lumbar, al igual que el estudio dinámico, es una herramienta de gran utilidad en la comprensión del movimiento corporal. Es importante saber que la columna lumbar realiza movimientos primarios y movimientos complejos o acoplados, los cuales están pre-

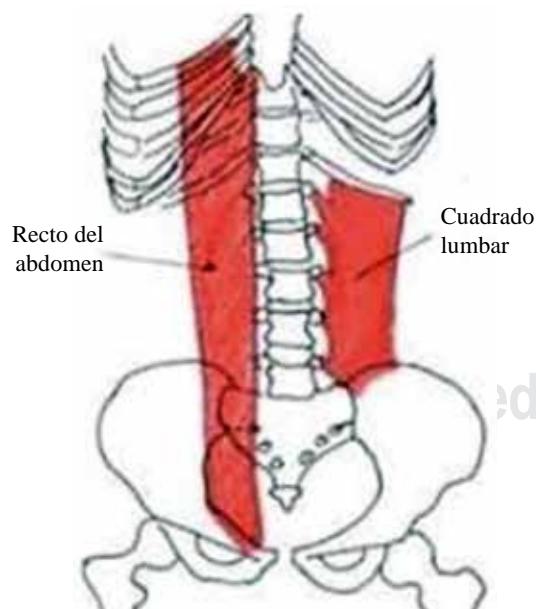


Figura 4: Los músculos lumbares y abdominales forman un complicado sistema de palancas que, como resultado, mantienen a la columna en una posición funcional.

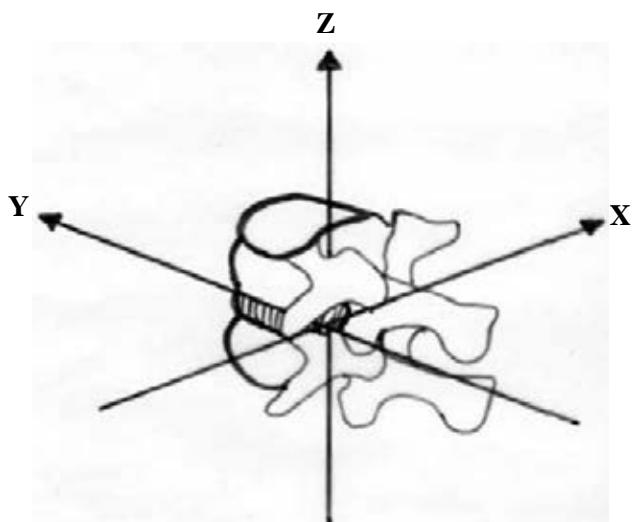


Figura 5: El centro instantáneo de movimiento es el resultado del desplazamiento vertebral en determinado eje, partiendo del punto de vista tridimensional de un cuerpo sólido.

sententes en cada uno de los primarios. Dentro de los movimientos primarios podemos mencionar que la columna lumbar desarrollará movimientos de flexión, extensión, rotación axial y flexión lateral, por lo general se estudian tanto en forma aislada como conjunta, tanto para el estudio clínico como en los estudios radiológicos.

Existen estudios recientes que tratan de dar valores aproximados por segmentos respecto a los grados de movilidad vertebral, mencionando que la columna lumbar tiene $55.4^\circ \pm 12.4^\circ$ para flexión, $23.4^\circ \pm 10.1^\circ$ para la extensión, $16.4^\circ \pm 7.2^\circ$ para lateralización derecha, $18.3^\circ \pm 5.7^\circ$ para la lateralización izquierda, $7.5^\circ \pm 4.5^\circ$ rotación axial derecha, $9.2^\circ \pm 7.3^\circ$ para la rotación axial izquierda.¹⁸ Estos movimientos primarios siempre están acompañados de movimientos acoplados (traslaciones y rotaciones), ya que el movimiento de una unidad vertebral funcional está representado por la rotación alrededor de un punto y éste se llama eje instantáneo de rotación.^{17,18}

El eje instantáneo de rotación es una de las evaluaciones métricas utilizadas en biomecánica vertebral, el cual puede ser calculado mediante el método de Rouleaux por intersección de los vectores perpendiculares desde el punto medio de los vectores de traslación; sin embargo, este método carece de precisión, por lo que en la actualidad sigue siendo difícil saber con exactitud la localización del eje de rotación lumbar (*Figura 5*).

Schmidt y colaboradores¹⁹ en su estudio de elementos finitos de un segmento lumbar de L4-L5, con el propósito de observar la localización del eje de rotación axial y su relación con las fuerzas de las facetas articulares, observó que durante la flexión con cargas pequeñas, el eje de rotación se ubicó en el centro del disco intervertebral, pero al aplicarle mayor carga a la flexión el eje de rotación se desplazaba hacia adelante y que en flexión no se encontró carga sobre las facetas articulares; en extensión el eje de rotación en

momentos pequeños a 1.5 Nm se encontró en el centro del núcleo del disco intervertebral, pero que al aumentarlo a 7.5 Nm se desplazó 9 mm hacia la porción posterior del centro del disco. En este caso, las facetas jugaron un papel importante, ya que con un esfuerzo medio hubo sobrecarga sobre la punta superior de la faceta articular, pero conforme se fue incrementando el *momentum* también se generó aumento de la carga en la parte inferior de la faceta articular. De manera similar, en la lateralización el eje de rotación se encontró inicialmente en el centro, pero conforme se colocaba un esfuerzo mayor, el eje de rotación se desplazaba hacia el lado donde se realizaba la lateralización y la faceta ipsilateral presentaba un esfuerzo sólo en la rotación axial; se observó que el eje de rotación estaba fuera del disco al someterlo a un momento de 7.5 Nm, el cual se encontraba en la zona posterior, con este movimiento la faceta contralateral era la que desarrollaba un esfuerzo de tracción al realizar limitación del movimiento.

Con este estudio podemos concluir que el eje de rotación de encuentra en el centro del disco y que las facetas articulares sólo presentan carga en flexión, en los demás movimientos están sometidas a un esfuerzo de tracción, esto muestra datos distintos a los referidos por Panjabi con anterioridad. Otros estudios realizados *in vivo* con métodos de imagen y elementos finitos, muestran similitud con el de Schmidt, donde refieren que el centro instantáneo de rotación se encuentra en la mitad posterior del disco y que se desplaza hacia atrás con la extensión. Otros investigadores mencionan que a nivel de L5-S1 el centro va a estar más posterior que a nivel de L4-L5,²⁰ éste es un dato importante de saber, ya que en él se basa toda la movilidad de la columna vertebral. Las prótesis de disco que existen hoy en día, tratan de llegar a establecer similitud con base en este eje de rotación para tener una biomecánica lo más parecida posible a la real y evitar menos margen de error funcional.

Cualquier movimiento simple sobre un cuerpo rígido o unidad vertebral se acompañará siempre de un movimiento de traslación y otro de rotación, siendo éstos los movimientos acoplados hasta hoy en día. Se han hecho varios estudios para saber qué movimientos acoplados existen al realizar flexión-extensión, inclinación lateral y rotación axial; los estudios previos difieren mucho de los actuales, ya que la mayoría de los primeros se realizaron *in vitro* y en la actualidad muchos de ellos son *in vivo*, porque se cuenta con la ayuda de los estudios de imagen y de la reproducción en modelos de elementos finitos.

En la columna se observan diversos patrones de acoplamiento, uno de los patrones más sólidos es la inclinación lateral con la flexión-extensión; otro de los más estudiados es la rotación axial, la cual se acompaña siempre de una inclinación lateral. Diversos estudios demuestran que un individuo sano tiene una rotación axial promedio de $23.9^\circ \pm 4.0^\circ$ y que los segmentos lumbares superiores desarrollan más rotación axial que los inferiores y que la inclinación lateral acoplada que acompaña esta rotación en promedio es de $1.8^\circ \pm 4.3^\circ$ y si lo observamos por segmento veremos

una inclinación lateral en sentido contrario de la rotación axial en segmentos lumbares superiores (L2-L3, L3-L4) y una inclinación lateral hacia el mismo sentido de la rotación a nivel de los segmentos lumbares inferiores (L5-S1). Con esto nos percatamos de que la rotación axial con inclinación lateral es un movimiento acoplado, segmento-dependiente y puede crear un acoplamiento dinámico coordinado para mantener un balance dinámico del cuerpo. En sentido inverso, al realizar una inclinación lateral de la columna lumbar observaremos que ocurre una rotación hacia el mismo lado de la columna torácica y una rotación hacia el lado opuesto de la columna lumbar.^{17,21,22}

Li y colegas demostraron que existe mayor flexión en la columna lumbar alta que en la columna lumbar baja y, que al realizar inclinación lateral del cuerpo, el segmento L4-L5 presenta mayor rango de movimiento que los L2-L3, L3-L4, pero no hay diferencia estadísticamente significativa al llevar a cabo movimientos de rotación axial entre todos los segmentos, por tanto proponen que gran parte de estos hallazgos pueden deberse a la orientación facetaria en cada segmento lumbar. También observaron que los movimientos acoplados de traslación en dirección derecha-izquierda y anteroposterior llegaron a alcanzar más de 1 mm en promedio, mientras que los hechos en dirección proximal-distal fueron de menos de 1 mm.²¹

El estudio biomecánico de la columna lumbar permite comprender mejor los aspectos clínicos y quirúrgicos relacionados con la patomecánica lumbar. Asimismo, permite predecir los trastornos que pueden ocurrir bajo determinadas alteraciones de la biomecánica normal. En la actualidad resulta contradictorio que, si los trastornos de la columna lumbar son tan frecuentes en la clínica cotidiana, los fondos destinados a la investigación sean menores en comparación a otras enfermedades. De ahí la necesidad de reforzar la investigación en todo lo concerniente al estudio de la patología lumbar.²³

Bibliografía

- Adams MA. Biomechanics of back pain. *Acupunct Med.* 2004; 22(4): 178-88.
- Newell N, Little JP, Christou A, Adams MA, Adam CJ, Masouros SD. Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 69: 420-34.
- Miele VJ, Pandjabi MM, Benzel EC. Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. *Hand Clin Neurol.* 2012; 109: 31-43.
- Panjabi MM. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J.* 2006; 15(5): 668-76.
- Jaumard NV, Welch WC, Wilkenstein BA. Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J Biomech Eng.* 2011; 133(7): 071010.
- Cheng FD, Yang N, Jun CG, Yun PH, Chunqin Z. Biomechanical response of lumbar facet joints under followed preload: a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2016; 17: 126. doi: 10.1186/s 12891-016-0980-4.
- Chan SCW, Ferguson SJ, Gantenbein-Ritter B. The effects of dynamic loading on the intervertebral disc. *Eur Spine J.* 2011; 20(11) 1796-812.
- Setton LA, Chen J. Cell mechanics and mechanobiology in the intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004; 29(3): 2710-23.

9. Schellenberg F, Schmid N, Häberle R, Hörterer N, Taylor WR, Lorenzetti S. Loading conditions in the spine, hip and knee during different executions of back extension exercises. *BMC Sport Sci Med Rehabil.* 2017; 9: 10. doi: 10.1186/s13102-017-0074.0.
10. Enoka RM. *Dynamic analysis*. In: Enoka RM. *Neuromechanics of the human movement*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, USA 2002.
11. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 3rd ed. Baltimore Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
12. Nachemson A. Toward a better understanding of back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc. *Rheumatol Rehabil.* 1975; 14(3): 129-43.
13. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New *in vivo* measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999; 24 (8): 755-62.
14. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. *In vivo* intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999; 24(23): 2468-74.
15. Klein JA, Hickey DS, Huskins DW. Radial bulging of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc. *J Biomech.* 1983; 16(3): 211-7.
16. Hansen L, de Zee M. Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to: biomechanical modeling. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006; 31(17): 1888-99.
17. Narimani M, Arjmand N. Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial tracking device. *J Biomech.* 2018; 69: 169-74.
18. Inoue M, Mizuno T, Sakakibara T, Kato T, Yoshikawa T, Inaba T, et ál. Trajectory of instantaneous axis of rotation in fixed lumbar spine with instrumentation. *J Ortho Surg Res.* 2017; 12(1): 177.
19. Schmidt H, Heuer F, Claes L, Wilke HJ. The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23(3): 270-8.
20. Liu Z, Tsai TY, Wang S, Wu M, Zhong W, Li JS, Cha T, et ál. Sagittal plane rotation center of lower lumbar spine during a dynamic weight-lifting activity. *J Biomech.* 2016; 49(3): 371-5.
21. Shin JH, Wang S, Yao Q, Wood KB, Li G. Investigation of coupled bending of the lumbar spine during dynamic axial rotation of the body. *Eur Spine J.* 2013; 22(12): 2671-7.
22. Hartman RA, Yurube T, Ngo K, Merzlak NE, Debski RE, Brown BN, et ál. Biological responses to flexion/extension in spinal segments *ex-vivo*. *J Orthop Res.* 2015; 33(8): 1255-64.
23. Iatridis JC, Kang J, Kandel R, Risbud MV. New horizons in spine research: disc biology, spine biomechanics and pathomechanisms of back pain. *J Orthop Res.* 2016; 34(8): 1287-8.