

## CAPÍTULO 1

# PRINCIPIOS DE BIOMECÁNICA EN COT. PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LOS TEJIDOS DEL APARATO LOCOMOTOR

**Autores:** Irene Matellanes Mielgo, Carlos Alexi Osuna Mavare

**Coordinador:** Alejandro Ordás Bayón  
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.  
Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid

## 1. INTRODUCCIÓN

El sistema musculoesquelético soporta cargas y genera movimiento, funciones integradas en su objetivo principal: la locomoción.

Su estudio corresponde a la biomecánica, que aplica principios de la mecánica al análisis del aparato locomotor. Esta disciplina es clave en ortopedia, guiando intervenciones quirúrgicas y el diseño de implantes y prótesis.

## 2. CONCEPTOS GENERALES

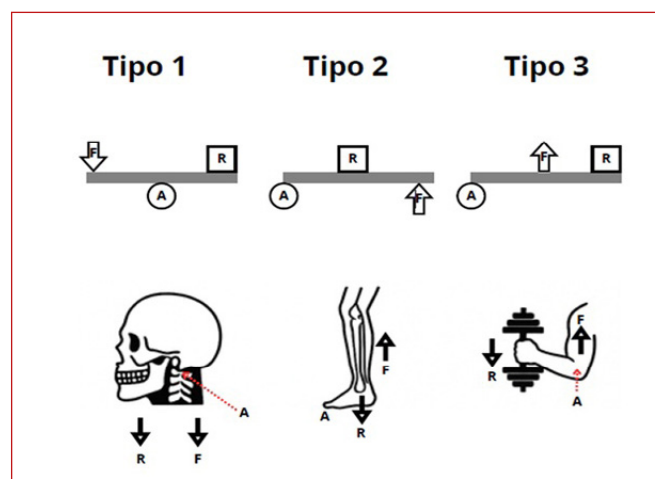
**Fuerza:** se define como la acción que un objeto ejerce sobre otro, pudiendo modificar su forma o su estado de movimiento. Las fuerzas pueden ser **internas**, generadas dentro del propio tejido, que otorgan cohesión estructural, o **externas**, originadas por interacciones con el entorno, incluyendo la contracción muscular, la gravedad y el contacto con superficies.

En las articulaciones, estas fuerzas dan lugar a la **fuerza de reacción articular**, determinada principalmente por la contracción muscular adyacente <sup>(1)</sup>.

**Momento:** es la capacidad de una fuerza para generar rotación alrededor de un eje. Depende de la magnitud de la fuerza y de la distancia perpendicular desde su línea de acción al eje (brazo de palanca).

**Equilibrio:** es el estado en el que un cuerpo permanece en reposo o con movimiento constante porque la suma de todas las fuerzas y momentos que actúan sobre él es nula.

**Palanca:** la palanca es una máquina simple basada en el momento de fuerza. En el cuerpo, los huesos actúan como barras, las articulaciones como fulcros y las cargas externas como resistencias. Existen tres tipos de palancas, siendo el tipo III la más común en el sistema musculoesquelético (Figura 1).

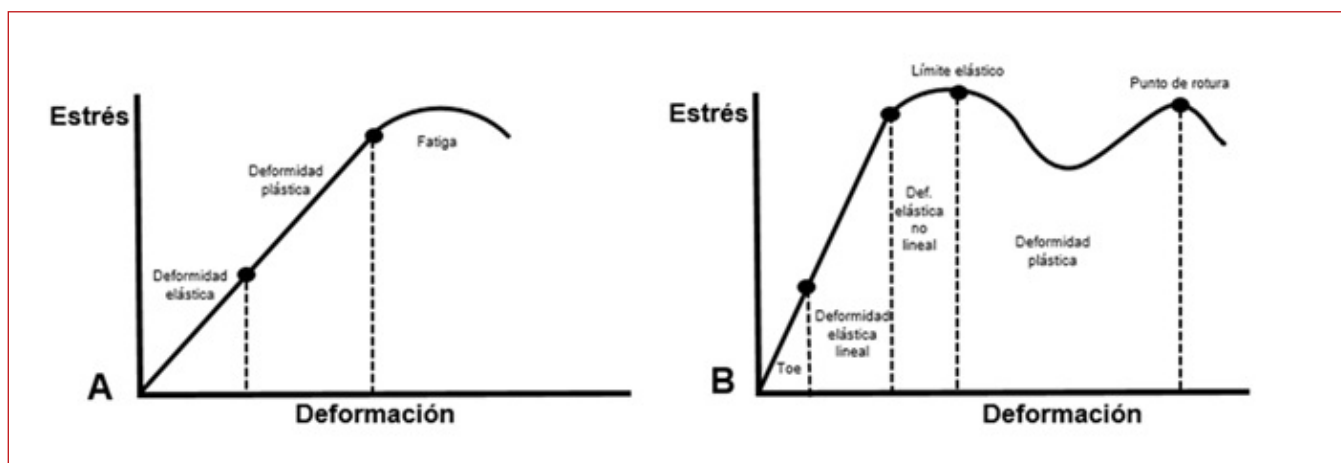


**Figura 1.** Tipos de palanca. Representadas (A) Eje de rotación, (F) Fuerza ejercida y (R) Resistencia. Fuente: elaboración propia.

Su función principal es optimizar el rango y la velocidad del movimiento, más que amplificar la fuerza <sup>(1)</sup>.

**Estrés:** es la fuerza interna que se desarrolla por unidad de área dentro de un material al aplicar una carga externa. Aunque se expresa en las mismas unidades que la presión (N/m<sup>2</sup>), representa una reacción interna del tejido, no una presión externa.

**Deformación bajo carga (strain):** es la deformación relativa que experimenta un material sometido a una fuerza, expresada como la proporción entre el cambio longitud experimentado y la longitud original. Por ejemplo, un tejido que mide 1 cm en reposo, y que permite ser estirado 1 cm más sin deformarse, soporta una deformación bajo carga (strain) del 100% <sup>(1)</sup>.



**Figura 2.** A- Curva de estrés-deformación para un bloque de material. B- Curva de estrés-deformación para tejidos viscoelásticos. Fuente: elaboración propia.

Las curvas estrés-deformación: representan cómo responde un material a cargas crecientes. Incluyen una zona elástica (deformación reversible), un límite elástico (inicio de deformación permanente) y una zona plástica (deformación irreversible hasta la fractura). La pendiente de la zona elástica, llamada módulo de Young, indica la rigidez del material (Figura 2) <sup>(1)</sup>.

### 3. BIOMECÁNICA ARTICULAR

Cada articulación del cuerpo permite distintos grados de movilidad y de estabilidad, en función de sus propiedades estructurales específicas <sup>(2)</sup>.

#### 3.1. Cadera

La fuerza de reacción articular en la cadera puede alcanzar entre tres y seis veces el peso del cuerpo, y se debe fundamentalmente a la contracción de los músculos que la atraviesan. Tanto la fuerza de reacción articular como el momento abductor se reducen al desplazar el peso corporal hacia el lado de la cadera afectada. El uso de un bastón en la mano contralateral genera un momento adicional que puede disminuir dicha fuerza hasta en un 60% <sup>(2)</sup>.

#### 3.2. Rodilla

El arco de movimiento de la rodilla abarca desde 10° de extensión hasta 10° de flexión. Funcionalmente, se considera útil el rango hasta los 90–100°. El centro de rotación se desplaza hacia posterior durante la flexión. La carga en la articulación fémoro-tibial triplica el peso corporal al caminar y se cuadruplica al subir escaleras. El cuádriceps genera su máxima fuerza anterior sobre la tibia entre 0–60° de flexión. En la articulación fémoro-patelar, las fuerzas de compresión

aumentan con la flexión. Al bajar escaleras, esta carga puede alcanzar entre 2 y 3 veces el peso corporal <sup>(2)</sup>.

#### 3.3. Tobillo

El centro de rotación del tobillo se localiza en el astrágalo, con puntos laterales y posteriores en los extremos de los maléolos. Durante la flexión dorsal, el astrágalo y el peroné rotan ligeramente hacia externo. El rango funcional del tobillo incluye 25° de flexión dorsal, 35° de flexión plantar y unos 5° de rotación axial. En términos cinéticos, la articulación tibio-astragalina soporta fuerzas de compresión de hasta cinco veces el peso corporal <sup>(2)</sup>.

#### 3.4. Raquis

El arco de movimiento varía según el segmento anatómico. El centro de rotación se encuentra en el disco intervertebral, que actúa como amortiguador y facilita el movimiento. Al recibir carga, el núcleo pulposo genera una presión hidrostática uniforme sobre el anillo fibroso. Sus fibras, dispuestas en capas alternas a 30° del platillo vertebral, resisten tracción y cizallamiento. Al comprimirse, se aplanan y atenúan la transmisión de carga a las vértebras adyacentes. Las cargas aumentan en los niveles inferiores, haciendo del segmento lumbar el más exigido. En bipedestación, el centro de gravedad pasa anterior a L4, generando un momento flexor contrarrestado por músculos y ligamentos. La carga sobre el disco L3–L4 puede duplicar el peso corporal <sup>(2,3)</sup>.

#### 3.5. Hombro

El movimiento se describe en el plano escapular (30° anterior al coronal). La abducción (180°) se logra por la acción conjunta glenohumeral (120°) y escapulo-torácica (60°), con una relación 2:1.

La clavícula rota para facilitar esta secuencia, mediante la movilidad acromioclavicular y esternoclavicular. La cabeza humeral, al no estar completamente contenida por la glenoides, permite gran amplitud de movimiento, lo que hace del hombro la articulación más móvil, pero también menos estable, haciéndolo dependiente de otros factores estabilizadores <sup>(3)</sup>.

### 3.6. Codo

Permite flexo-extensión (0–150°) y pronosupinación ( $\pm 90^\circ$ ), con un arco funcional de 30–130° de flexión y 50° de pronosupinación. El ángulo de carga fisiológico es de unos 10° de valgo, y disminuye con la flexión.

### 3.7. Muñeca

La muñeca es un sistema de conexión intercalado formado por las articulaciones radiocarpiana e intercarpiana, con tres ejes de movimiento: flexo-extensión, pronosupinación y desviación radio cubital. El carpo actúa como una cadena cinemática (radio–semilunar–hueso grande) que mejora la eficiencia del movimiento, pero genera inestabilidad, compensada por los ligamentos volares y el escafoides, estabilizador clave entre las filas carpianas <sup>(2)</sup>.

## 4. BIOMECÁNICA DEL TEJIDO ÓSEO

El hueso es un tejido anisótropo, cuyas propiedades mecánicas varían según la dirección de la carga. Puede ser cortical, más denso y rígido, ideal para soportar cargas elevadas, o esponjoso, más poroso y deformable ante el estrés. Sus propiedades clave son la rigidez y la resistencia, determinadas por su orientación estructural. Durante el crecimiento, el hueso responde a estímulos hormonales y mecánicos, principalmente mediante osificación endocondral. La ley de Hueter-Volkmann establece que la compresión excesiva

inhibe el crecimiento del cartílago epifisario, mientras que la tracción lo estimula, base de tratamientos ortopédicos como la hemiepifisiodesis temporal.

Tras la madurez esquelética, la ley de Wolff explica cómo el hueso se remodela según la carga funcional, adaptando su arquitectura trabecular y cortical para mantener su eficiencia mecánica a lo largo de la vida <sup>(3)</sup>.

### 4.1. Comportamiento del hueso bajo diferentes tipos de carga (Figura 3)

El hueso responde de manera específica según el tipo de carga aplicada:

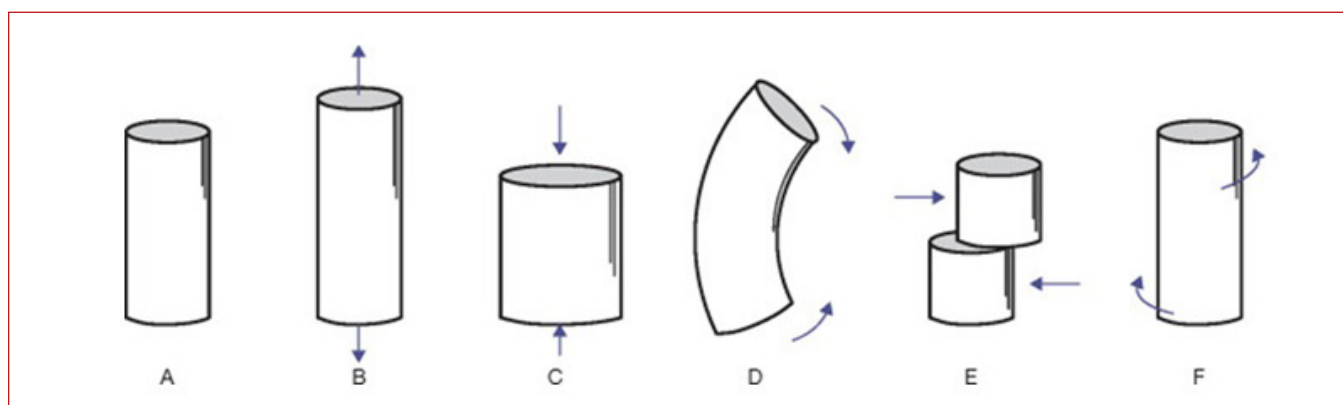
**Tensión:** alarga y adelgaza el hueso; típica en fracturas por tracción en inserciones tendinosas (como el 5° metatarsiano o el calcáneo).

**Compresión:** cargas opuestas que acortan y ensanchan el hueso; común en fracturas vertebrales.

**Cizallamiento:** fuerzas paralelas generan deformaciones angulares; es la carga menos tolerada por el hueso.

**Flexión:** incurvación con tensión en la convexidad y compresión en la concavidad del eje neutro.

**Torsión:** rotación alrededor del eje longitudinal; el esfuerzo aumenta con la distancia al eje, como en la flexión.



**Figura 3.** Comportamiento del hueso bajo diferentes tipos de carga. A. Columna descargada. B. Fuerzas de tensión. C. Fuerzas de compresión. D. Fuerzas de flexión. E. Fuerzas de cizallamiento. F. Fuerzas de torsión. Fuente: <sup>(3)</sup> Gómez Barrena E, Cordero Ampuero J, editores. Traumatología Y Ortopedia: Generalidades. Elsevier; 2019.

El **comportamiento mecánico del hueso** también se ve alterado por factores que comprometen su integridad, como fracturas previas, cirugía, inmovilización prolongada o envejecimiento.

Los **defectos óseos** (como perforaciones o resecciones) generan concentraciones de estrés que reducen significativamente la resistencia estructural y la capacidad de disipar energía, con pérdidas documentadas de hasta un 90% en zonas de discontinuidad cortical <sup>(1,3)</sup>.

## 5. BIOMECÁNICA DE TEJIDOS BLANDOS EN TRAUMATOLOGÍA

El conocimiento de las propiedades biomecánicas de los tejidos blandos es importante para comprender la respuesta de estos ante traumatismos, la cirugía y la rehabilitación. Estas propiedades no son estáticas, sino que varían con la edad, la forma física, factores hormonales...<sup>(4)</sup>.

### 5.1. Tendones

La principal propiedad biomecánica de los tendones es la viscoelasticidad (Figura 2B), es decir, la capacidad de recuperar la forma original una vez que cesa la fuerza que lo deforma (elasticidad), fundamentalmente con cargas bajas, y la capacidad de resistencia a la deformidad (viscosidad), cuando se someten a una fuerza, lo cual permite a los tendones transmitir fuerzas musculares al hueso y mantener la estabilidad articular. La viscoelasticidad implica que los tejidos se adaptan de forma dinámica al tipo de carga, ya que se ve influida por la **magnitud** de la fuerza deformante y por el **tiempo** que se mantiene.

Otra característica biomecánica para destacar es la **anisotropía**, que quiere decir que la resistencia de este tejido varía según la dirección de la carga en relación con su disposición fibrilar, siendo más resistentes en sentido longitudinal (**altamente resistentes a la tracción**) que transversal (baja capacidad para soportar cargas compresivas o de cizallamiento) <sup>(4,5)</sup>.

### 5.2. Ligamentos

Los ligamentos, encargados de conectar y estabilizar articulaciones, son estructuras, al igual que los tendones, cuya principal propiedad biomecánica es la **viscoelasticidad** y la **resistencia a la tracción**. Sin embargo, los ligamentos reclutan fibras más lentamente (zona "toe" más larga) que los tendones (zona toe más pequeña) (Figura 2B). Por otro lado, si se mantiene una deformación constante en un ligamento, la tensión que se requiere para mantener esa deformación disminuye

gradualmente con el tiempo, "cediendo". Esta propiedad se denomina relajación de tensión, propiedad que también está presente en los tendones, ambos compuestos principalmente de **colágeno tipo I** <sup>(5)</sup>.

### 5.3. Cartílago

En el sistema musculoesquelético tenemos dos tipos fundamentales de cartílago: hialino, el más común, en las superficies articulares, y el fibroso o fibrocartílago, en los discos intervertebrales, la sínfisis del pubis, los meniscos y las inserciones de ligamentos y tendones.

El cartílago está compuesto principalmente de **colágeno tipo II**. Es un tejido con propiedades **viscoelásticas**, **alta resistencia a la compresión** y **bajo coeficiente de fricción**, siendo idóneo para distribuir cargas, absorber impactos y facilitar el movimiento suave de las articulaciones. Presenta capacidad de adaptación a las cargas fisiológicas moderadas, pero puede acabar degenerándose por sobrecarga prolongada o por una fuerza que sobrepase su punto de ruptura. Los protocolos de rehabilitación con ejercicios de bajo impacto para preservar el cartílago y estimular la síntesis de matriz, las osteotomías correctoras y las prótesis articulares derivan del conocimiento biomecánico de este tejido <sup>(6)</sup>.

### 5.4. Tejido nervioso

El tejido nervioso periférico es un tejido especializado encargado de la transmisión de información desde el sistema nervioso central a los órganos periféricos y viceversa. Está compuesto por axones neuronales, células de Schwann y tejido conectivo (endoneuro, perineuro y epineuro) con estructura fascicular.

Presenta propiedades viscoelásticas con capacidad de deformación limitada (puede elongarse alrededor de un 6-8%; si se deforma más de un 15% se genera daño axonal irreversible) y recuperación lenta. En la práctica clínica, esto hace que sea fundamental en las reparaciones nerviosas suturar el nervio sin tensión y minimizar las manipulaciones de los nervios <sup>(7)</sup>.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Golish SR, Mihalko WM. Principles of biomechanics and biomaterials in orthopaedic surgery. J Bone Joint Surg Am. 2011 Jan 19;93(2):207-12. DOI: 10.2106/00004623-201101190-00013 PMID: 21248220.
2. Hernández Galera C, Gutiérrez Gómez JC, Ruiz Ibán MA. Capítulo 13 - Principios de biomecánica en COT. Propiedades biomecánicas de los tejidos del aparato locomotor. En: Manual del residente de COT de la SECOT. Editorial SECOT; 2014. p. 52-8.

3. Gómez Barrena E, Cordero Ampuero J, editores. Traumatología y Ortopedia: Generalidades. Elsevier; 2019.
4. Maganaris CN, Narici MV, Almekinders LC, Maffulli N. Biomechanics and pathophysiology of overuse tendon injuries: ideas on insertional tendinopathy. *Sports Med.* 2004;34(14):1005–17.
5. Jung HJ, Fisher MB, Woo SLY. Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2009;1(1):9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/1758-2555-1-9>
6. Eschweiler J, Horn N, Rath B, Betsch M, Baroncini A, Tingart M, *et al.* The biomechanics of cartilage-an overview. *Life (Basel)* [Internet]. 2021;11(4):302. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/life11040302>
7. Topp KS, Boyd BS. Structure and biomechanics of peripheral nerves: nerve responses to physical stresses and implications for physical therapist practice. *Phys Ther.* 2006;86(1):92–109. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/86.1.92>