

CAPÍTULO 13 - PRINCIPIOS DE BIOMECÁNICA EN COT. PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LOS TEJIDOS DEL APARATO LOCOMOTOR

Autores: Carolina Hernández Galera, Juan Carlos Gutiérrez Gómez

Coordinador: Miguel Ruiz Ibán

Hospital Universitario Ramón y Cajal (Madrid)

1.- INTRODUCCIÓN

La **biomecánica** es un área de conocimiento que estudia estructuras de carácter mecánico, los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y el equilibrio de los seres vivos.

La importancia de la biomecánica en la ortopedia, podría resumirse en que:

- Ayuda en la prevención de lesiones y deformaciones músculo-esqueléticas
- Proporciona evaluación cuantitativa objetiva para evaluar el resultado inmediato de tratamiento, ya sea quirúrgico o conservador.
- Es una herramienta objetiva para supervisar la rehabilitación a largo plazo.
- Ayuda a la fabricación y compresión de los materiales e implantes utilizados en ortopedia y sus características mecánicas para conseguir el mejor tratamiento.

2.- CONCEPTOS GENERALES

La biomecánica estudia los sistemas biológicos, en nuestro caso el sistema músculo-esquelético, con métodos y conceptos procedentes de la ingeniería o somete a los seres vivos o tejidos a diferentes condiciones mecánicas, analizándolos con los métodos propios de la mecánica.

Es importante familiarizarse con diversos términos para comprender los conceptos generales de la mecánica. La estática es el estudio de los efectos externos de las fuerzas aplicadas a un cuerpo en equilibrio. La dinámica, por su parte, se encarga del estudio de la acción de estas fuerzas en los cuerpos en desequilibrio.

2.1. Fuerza

Magnitud física que mide la intensidad del intercambio de momento lineal entre dos partículas o sistemas (capacidad de modificar la cantidad de movimiento, fuerza dinámica o la forma de los materiales, fuerza estática). Las fuerzas poseen determinadas características:

- **Magnitud:** potencia de la fuerza aplicada. Se expresa en kg o Newton ($1 \text{ kg} = 9,8 \text{ N}$).
- **Línea de aplicación:** línea a lo largo de la cual actúa la fuerza.
- **Sentido:** puntos finales del vector a lo largo de la línea de aplicación.
- **Punto de aplicación:** corresponde al punto de contacto entre la fuerza aplicada y el cuerpo sobre el cual actúa.

Los resultados de aplicación de una fuerza se engloban en las 3 leyes de Newton:

Primera ley: un cuerpo está parado o tiene una velocidad constante si sobre él no actúa ninguna fuerza (define el equilibrio, fuerza aplicada y momento son igual a cero).

Segunda ley: la aceleración de un cuerpo es proporcional a la fuerza aplicada e inversamente proporcional a la masa del cuerpo (situaciones dinámicas).

Tercera ley: para toda fuerza aplicada existe una misma reacción contraria.

2.2. Momento y Equilibrio

El momento es igual a la magnitud de la fuerza multiplicada por la distancia de la perpendicular del punto a la línea de acción de la fuerza. Representa el efecto de giro o rotación de una fuerza (Figura 1). Esta distancia se denomina brazo de palanca. Los momentos son importantes para comprender la cinética articular o las fuerzas que se producen durante el movimiento.

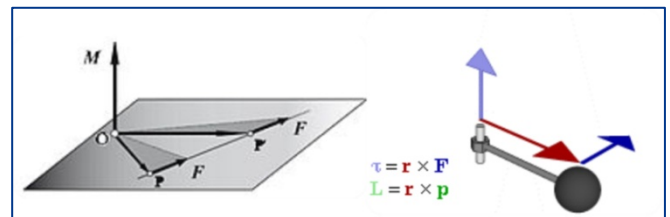


Figura 1. El momento

Para conseguir el equilibrio de un sistema, la suma de los momentos, como la suma de las fuerzas, debe ser cero. La experiencia demuestra que un objeto se puede balancear sin inclinarse hacia ningún lado mientras el punto de soporte se elija cuidadosamente: *centro de gravedad del objeto*.

El *centro de gravedad* es un punto imaginario donde se encuentra el equilibrio corporal que en bipedestación se sitúa en el 55% de la altura corporal, ligeramente por delante de la segunda vértebra sacra.

2.3. Tensión

La tensión es un cambio de configuración geométrica que sufre un cuerpo, reacción interna consecutiva a la aplicación de la fuerza.

2.4. Solicitación

Una sollicitación se define como la fuerza interna por unidad de área ejercida en un cuerpo. Hay dos tipos de sollicitaciones (Figura 2), normal (perpendicular al área, puede ser compresión o tracción) y de cizallamiento (paralela al área).

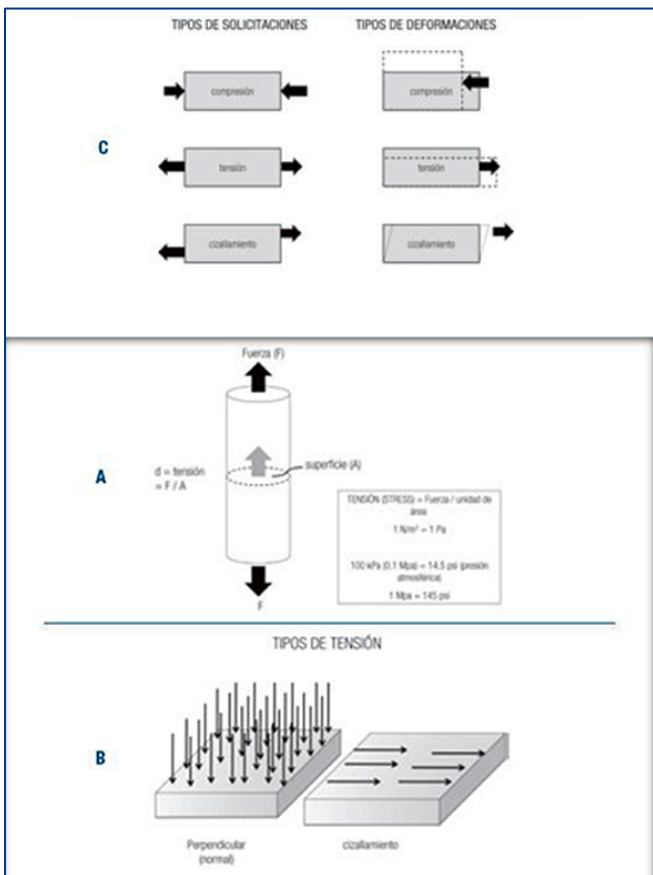


Figura 2. Tipos de solicitaciones y tensiones

- **Tensión:** cuando se aplica una carga en tensión a lo largo del eje axial de un cilindro, éste incrementa su longitud y reduce su diámetro.
- **Compresión:** una carga en compresión aplicada a un cilindro, disminuirá su longitud e incrementará el diámetro.
- **Flexión:** cuando la carga se aplica en el borde final libre de una barra; la superficie superior se estira y sufre una tensión de elongación, mientras que la superficie inferior sufre compresión.
- **Torsión:** la aplicación de una carga en torsión sobre un cilindro conllevará una deformación en hélice; y sobre el hueso la clásica fractura espiroideada.



Figura 3. Tipos de deformaciones

2.5. Compresión

La compresión de un espécimen aumenta el área bajo carga mientras que, sometidos a tracción, disminuye. Una fuerza compresiva axial aplicada en los extremos de un miembro largo y delgado producirá un pandeo en el que el miembro se arquea lateralmente.

2.6. Deformación

Es el cambio en la longitud original de un objeto sometido a una fuerza. Puede ser temporal si cede cuando remite la fuerza (produciéndose una deformación elástica) o permanente denominándose deformación plástica. Al alargarse cambia su anchura según una proporción llamada **razón de Poisson** (para la mayoría de los materiales sólidos esta es de entre 0,2-0,5).

Existen factores que determinan cuándo la deformidad será recuperable o permanente:

- **Factores externos:** La magnitud y la dirección de la fuerza aplicada y el método de soporte de la estructura.
- **Factores estructurales:** la dimensión (tamaño) y forma de la estructura.
- **Factores materiales:** las propiedades del propio material de las que la estructura está hecha.
- Los tejidos como los materiales se deforman cuando actúan sobre ellos solicitaciones que pueden ser (Figura 3):

3.- LA MARCHA HUMANA

La locomoción es la capacidad de los animales para desplazarse activamente en el espacio, es la función orgánica que caracteriza la vida de los animales pues permite su supervivencia.

Todas las formas de locomoción están regidas por las leyes de la física. El estudio de los movimientos se puede hacer desde dos perspectivas: la cinética (estudio de las fuerzas), o la cinemática (estudio de los movimientos sin considerar las fuerzas que los envuelven). Los movimientos también pueden estudiarse estableciendo el gasto energético que producen, el consumo máximo de oxígeno que requieren o el tiempo de recuperación que precisan.

Normalmente la marcha es fluida y continua en la dirección del desplazamiento. La marcha presenta varias fases que incluyen movimientos alternados, rítmicos que desplazan el centro de gravedad corporal hacia una dirección determinada. Tiene un carácter repetitivo incluyendo miembros inferiores que soportan el peso y mantienen el equilibrio durante la marcha, miembros superiores (balanceo), rotación de la cadera en los tres planos, rotación vertebral, etc. La coordinación de dichos procesos evitan las caídas.

Algunos cambios en el patrón de la marcha están determinados por la edad, la altura o la velocidad, las condiciones de la superficie, patología neurológica u osteomuscular (parálisis cerebral, ictus, rotura del ligamento cruzado anterior, etc.).

En conclusión es un proceso complejo, difícil de observar, interpretar y tratar que mediante los avances tecnológicos es mejor estudiado y evaluado.

3.1. El ciclo de marcha

El ciclo de la marcha abarca desde el primer contacto del talón de una extremidad hasta el siguiente contacto de la misma extremidad con el suelo. (del talón derecho al talón derecho o del talón izquierdo al talón izquierdo).

Se divide en 2 fases que se alternan de forma continuada:

- **Fase de apoyo:** Extremidad en contacto con el suelo (soporta peso)
- **Fase de balanceo u oscilación:** Extremidad no contacta con el suelo (no soporta peso)

Un paso abarca desde el primer contacto de una extremidad hasta el primer contacto de la extremidad contralateral (del talón derecho al talón izquierdo y viceversa). Los factores mecánicos que garantizan la estabilidad, aseguran el desplazamiento y la longitud del paso se resumen en la Tabla 1.

Tabla 1. Factores mecánicos : garantizan la estabilidad, aseguran desplazamiento y longitud del paso

<p>Plano sagital:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Rotación de la pelvis sobre el eje vertical. • Báscula pélvica hacia el lado en descarga. • Flexión de la rodilla durante el apoyo. • Movimiento del pie y tobillo. • Coordinación movimientos de la rodilla y el tobillo. 	<p>Plano frontal:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Desplazamiento lateral de la pelvis. <p>Otros componentes</p> <ul style="list-style-type: none"> • Rotación opuesta cintura escapular y pelviana • Balanceo de los brazos
---	---

3.2. El apoyo plantar durante el paso

El paso comienza con la relajación de los músculos flexores plantares del tobillo con lo que el cuerpo se desplaza hacia delante y coloca el centro de gravedad por delante del punto de apoyo. Uno de los miembros inferiores debe oscilar hacia delante para volver a colocar el centro de gravedad entre los dos miembros inferiores procurando que el área de apoyo sea lo más amplia posible. El grado de rotación de la pelvis determina la distancia de la oscilación del miembro inferior. En este instante, la pierna de apoyo, la que se encuentra por detrás del centro de gravedad, aporta la propulsión necesaria para empujar el cuerpo hacia delante, gracias al empuje de las cabezas de los metatarsianos y del primer dedo del pie contra el suelo. Comenzando entonces el momento de oscilación o balanceo.

La columna vertebral y la cintura escapular son estructuras transportadas por los dos miembros inferiores. Los miembros superiores, especialmente el brazo y el codo en flexión, regularizan con sus movimientos la rotación del cuerpo disminuyendo la rotación alrededor del eje vertical durante el apoyo monopodal. La alteración de la morfología o disposición de la columna afectaría la marcha (escoliosis, cifosis, etc.)

Las cinturas escapular y pelviana ofrecen durante la marcha, movimientos de rotación opuestos. La restricción de la movilidad tronco a distintas velocidades produce un 10% de aumento del gasto energético e interfiere con la suave progresión del cuerpo a altas velocidades, tanto en el plano coronal como sagital.

3.3 Estudio de la biomecánica de la marcha e importancia clínica del estudio de la marcha

El establecer estudios cuantitativos de la marcha contribuye en el tratamiento de la lesión y la enfermedad del sistema musculoesquelético. Por ejemplo al estudiar la marcha de los pacientes con parálisis cerebral se evidenció que además de presentar un patrón de marcha alterado presentaban además cambios adaptativos. De forma similar, la marcha en un paciente con el Ligamento cruzado anterior de la rodilla roto, con el tiempo se adapta para evitar la inestabilidad alterando el balance cuadrípital-isquiotibial.

En conclusión se produce una “reprogramación” del proceso locomotor para compensar un déficit o alteración en el patrón de la marcha.

Estudios más recientes determinan que existen mecanismos de adaptación, memoria y de transferencia de habilidades que se producen de forma secuencial entre una extremidad y otra; dichos mecanismos son de importancia al incluir obstáculos en el plano donde se realiza la marcha (escaleras: obstáculos secuenciales).

Como todo sistema biológico la edad y las diversas patologías pueden alterar su precisión o las fases del mismo. (en el Parkinson la coordinación esta conservada entre pero probablemente la memoria somatosensorial se encuentre alterada).

4.- LOS TEJIDOS Y SISTEMAS DEL SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO Y SUS CARACTERÍSTICAS

El estrés mecánico está presente en todos los tejidos de nuestro cuerpo. La gravedad, la contracción muscular y el flujo de fluido pueden generar tensión mecánica en los diferentes constituyentes. Especialmente para el sistema músculo-esquelético, su tejido soporta importantes cargas y tiene un importante papel que desempeñar en la estabilidad mecánica del cuerpo. Es una de las razones de por qué el sistema músculo-esquelético es el más estudiado desde un punto de vista biomecánico.

En la mayoría de los tejidos encontramos en su superficie los llamados concentradores de tensiones que son irregularidades geométricas, poros, huecos, tuberosidades, diferentes densidades, etc. que dan lugar a tensiones muy elevadas localizadas cuando el tejido es sometido a carga.

En el hueso, sin embargo las células óseas son muy sensibles a la estimulación mecánica, por lo que existe una clara correlación entre el estímulo mecánico y la densidad ósea.

La fractura de un hueso se puede producir por una sollicitación excesiva o por una debilidad del material. Las sollicitaciones pueden ser excesivas porque:

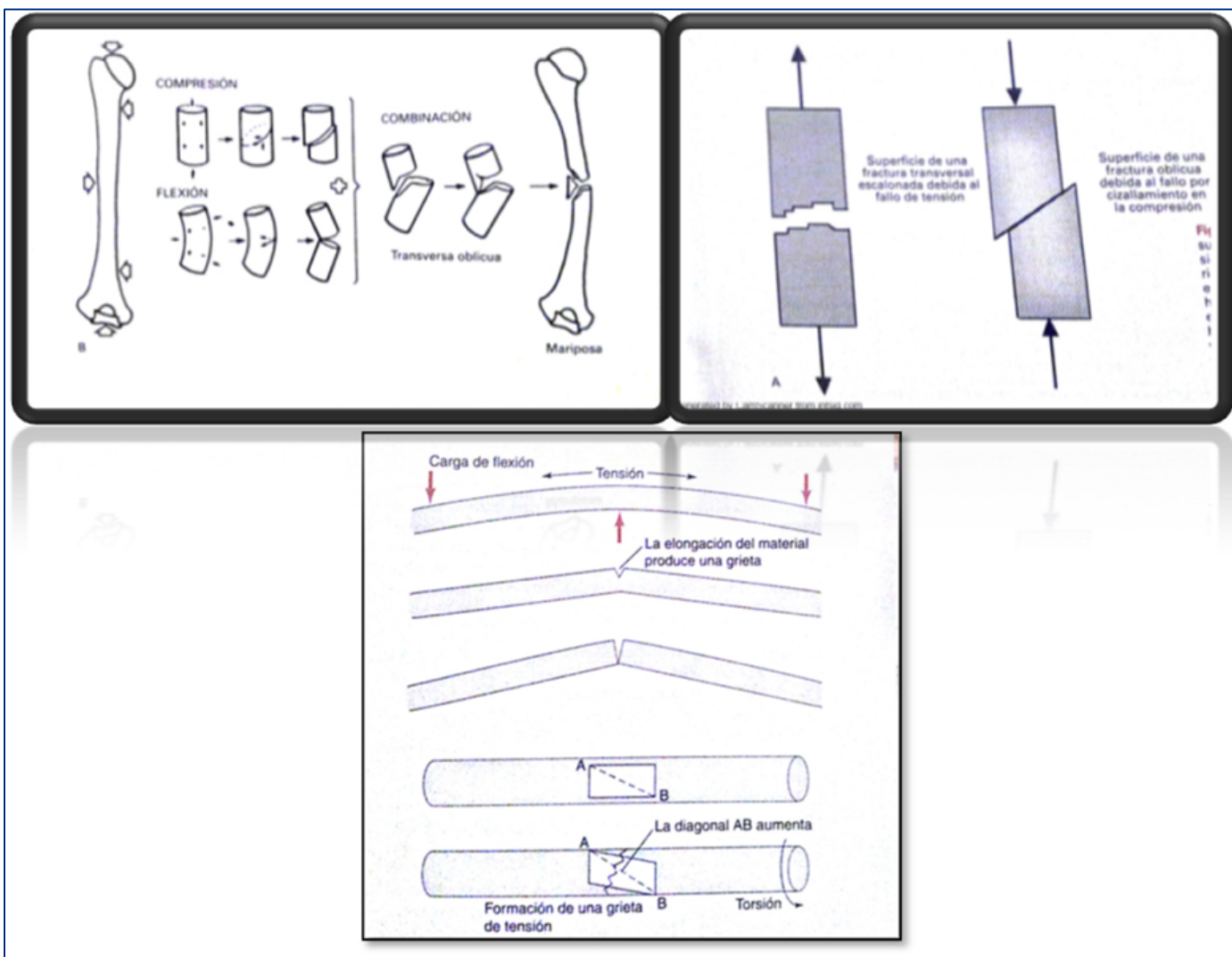


Figura 4. Tipos de fractura

- La fuerza que actúa es excesiva.
- La dimensión de la estructura es pequeña.
- La geometría de las fuerzas actuantes no es favorable.
- Hay una frecuencia excesiva de aplicación de la carga.

Tipos de fractura según la fuerza que actúan (Figura 4):

- **Flexión:** fractura transversal.
- **Torsión:** fractura espiroidea.
- **Compresión:** aplastamiento. Combinada con flexión produce fractura oblicua y en ocasiones con tercer fragmento.

En las estructuras elásticas como **tendones y ligamentos**, cuando son sometidas a tracción se producirá una curva característica viendo que la rigidez, la resistencia del material (índice del cambio de fuerza con la deformación) varía de una manera no lineal; esto permite que los ligamentos se deformen inicialmente en las articulaciones con una resistencia mínima. A mayores fuerzas, los ligamentos se hacen más resistentes ofreciendo mayor resistencia para aumentar las deformaciones y proteger así la articulación.

El cartílago es un material que tiene un comportamiento mecánico tiempo-dependiente (materiales viscoelásticos).

La **viscoelasticidad** del cartílago guarda relación con el movimiento del fluido en el interior del tejido. De hecho, el fluido es proporcional a la presión de gradientes de agua en los poros que se conoce como coeficiente de permeabilidad hidráulica. Cuanto mayor sean las presiones y las deformaciones a compresión, menos permeable será el cartílago. Por otro lado, las zonas donde hay una mayor concentración de proteoglicanos son, lógicamente, las zonas de mayor fricción. Por eso, la permeabilidad es mayor en la superficie del tejido y mucho menor en las zonas profundas.

5.- LOS MATERIALES EN COT

La biomecánica que está directamente relacionada con la práctica clínica pretende revisar los aspectos básicos de la biomateriales y los implantes relevantes para la práctica clínica, incluyendo sus propiedades mecánicas.

La comprensión del cirujano ortopédico de la tecnología del implante y de sus propiedades mecánicas ofrece una

mejor apreciación de por qué ciertos materiales en ortopedia se utilizan en lugar de otros.

5.1. Propiedades y comportamiento de los materiales

En primer lugar hay que distinguir entre: *material* que es una porción de un objeto con propiedades uniformes, independientemente de su forma y tamaño y *estructura*: una parte de un objeto donde sus propiedades mecánicas dependen de su composición material.

La tribología es la ciencia que estudia la fricción, el desgaste o usura y la lubricación que tiene lugar durante el contacto entre superficies solidas en movimientos.

Fricción: resistencia al movimiento entre dos cuerpos en contacto. El coeficiente de fricción en las articulaciones humanas varían desde 0.008 a 0,02.

Lubricación: disminuye la resistencia a la fricción y separa las superficies, disminuyendo la carga local.

Usura: pérdida de material de una de las dos superficies en contacto de la articulación como consecuencia de fenómenos físico-químicos. Consecuencia es la liberación de partículas.

Resistencia de los materiales: parte de la biomecánica que estudia la relación entre las cargas aplicadas externamente y los efectos internos y deformaciones producidos en el cuerpo sometido a la carga.

Par definir correctamente la resistencia de un material se debe de definir la dirección de las fuerzas (tracción, compresión, torsión, cizallamiento, tensión y deformación).

El **diagrama de tensión-deformación** es el test biomecánico básico para el estudio de las propiedades biomecánicas de los materiales. Una herramienta gráfica útil para ilustrar el comportamiento de los sistemas que son elástico, viscoelástico, y plástico. Se resume en la Figura 5.

Las principales características que definen a los materiales se resumen en la Tabla 2.

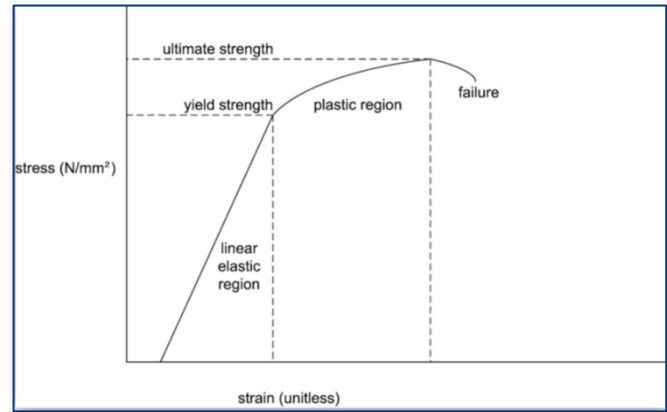


Figura 5. Diagrama Tensión-Deformación:
 Se expresa en una gráfica que mide la deformación producida frente a incrementos progresivos de la tensión.
La Ley de Hooke dice: la tensión es proporcional a la deformación hasta un límite (*límite de proporcionalidad*). La pendiente de la curva se denomina módulo de elasticidad o de Young e indica el grado de elasticidad del material.
En la curva podemos observar:
Límite de proporcionalidad (o límite elástico): transición desde rango elástico a plástico.
Deformidad plástica: cambio de longitud tras retirar la carga. No vuelve a su estado previo.
Punto de Ruptura: punto de la curva donde se produce la ruptura del material (bajo materiales frágiles, alto son materiales fuertes).
Resistencia máxima: máxima tensión conseguida.
Energía de la deformación: área bajo la curva.
Fatiga: Cuando la rotura se produce para cargas cíclicas y repetitivas, inferiores a la carga necesaria para la rotura.
Resistencia a la fatiga: se define como la tensión máxima en la que un material puede soportar diez millones de ciclos de carga cíclicos sin fallo. (Diez millones es arbitrario, pero ampliamente utilizado (8)).
 En el fracaso fatiga, la carga cíclica repetitiva bajo el límite elástico produce fracaso tras numerosos ciclos.

5.2. Biomateriales inorgánicos metálicos (Tabla 3)

Los materiales mecánicos enlazan sus átomos mediante el enlace químico metálico: le confiere conductividad eléctrica y calor. Son no direccionales, lo que permite soportar gran deformación sin fractura. A una mezcla de varios elementos metálicos se le llama aleación.

En biomecánica los materiales pueden sufrir las siguientes complicaciones:

- **Fallo por fatiga:** cargas continuadas por encima del límite de resistencia, hasta la fractura.
- **Creep (deslizamiento o fluencia de frío):** Deformación progresiva de los metales durante largo periodo. Puede producir deformidad constante y alterar su función.
- **Corrosión:** Desgaste químico que se produce al estar en contacto con el organismo. Hay varios tipos:
 - a) **Galvánica:** contacto metales distintos (p-e: acero inoxidable y Cr-Co).

Tabla 2. Características de los materiales		
Características mecánicas	Características Reológicas	Otras
Resistencia	Elasticidad	Ductilidad
Deformación	Plasticidad	Fragilidad
	Viscosidad	Viscoelasticidad
	Dureza	Isotropismo
		Anisotropismo
		Tenacidad
		Rugosidad

Tabla 3. Materiales inorgánicos metálicos

	Acero Inoxidable	Cr-Co	Titanio	Tantalio	Par metal-metal
Propiedades	Hierro + otro metal		Puro Aleaciones	Micro-textura: formación osea	
Ventajas	↓ precio. Maleable Ductil.	↑ resistencia: fractura, fatiga, desgaste	Citotoxicidad > Ni y Co. Resistente Flexible < riesgo de infección.	Fuerte. Dúctil Resistente corrosión ↑ Biocompatible	Desgaste lineal
Inconvenientes	Corrosión lenta. Rotura por fatiga. No superficies porosas. > riesgo de infección	Rigidez. ↓ ductilidad. ↑ precio. Liberan iones de Ni. > riesgo de infección que titanio.	Desgaste acelerado.		Pseudotumores (20% a 5 años) Presencia en sangre y orina de []
Usos	Osteosíntesis	Prótesis	Puro: osteosíntesis Aleaciones: prótesis	Cirugía revisión Cirugía primaria	EFORT/SECCA recomienda no implantar y vigilar los implantados

Tabla 4. Materiales no metálicos

	Alumina	Alumina-Circonia	HAP	Fosfato de calcio	Cemento inyectable	Colageno
Propiedades		70-30% Color rosa	Unión química	Gránulos, bloques o polvo.	No calor No tóxicos	**
Ventajas	*	Igual	↑ crecimiento óseo. No interposición fibrosa en interfaz. > velocidad y fuerza de fijación	Bioactiva Osteocon- ductora	Absorción lenta	Potencia a otros.
Inconvenientes	↑ Fragil coste	Igual	No se ha demostrado superior a largo plazo	Frágiles No osteo-inductoras	Falta de porosidad.	
Usos	Prótesis	Prótesis: Cabeza femoral	Recubrimiento de implantes.	Relleno defectos óseos. Artrodesis	Relleno cavidades y fractura metafisaria asociada osteosin- tesis.	Ingrediente en compuestos de sustitutos óseos

Tabla 5. Polímeros

	Polimetilmetacrilato	Poliétileno
Propiedades	Viscosidad. Porosidad. Grosor optimo 4mm. La mayoría dependen forma de preparación e implantación en quirófano <i>Interfaz:</i> Unión por interdigitalización mecánica. Reparte y transmite las cargas más homogéneas, aumenta superficie de contacto.	Aislante térmico y eléctrico Bajo coeficiente de fricción Autolubricantes, capacidad de atenuación energía. Par alumina-poliétileno: mejor par con poliétileno
Ventajas	Frágiles a la temperatura corporal. > resistencia a compresión	Resistente a la abrasión y a la tracción. Alta resistencia a la fatiga
Inconvenientes	< resistencia tensión o cizallamiento. Aumento de temperatura: necrosis ósea sin repercusión Citotoxicidad del líquido, sin repercusión. Disminución de la capacidad fagocítica leucocitos: > susceptibilidad infección.	<i>Influyen en el desgaste:</i> grosor, tamaño cabeza femoral, verticalización/horizontalización cotilo, defectos adaptación bandeja tibial, brazo palanca abductores, conservación/sacrificio LCP, mala alineación, peso del paciente.
Usos	Fijación implantes articulares (PTC y PTR), Relleno cavidades, suplemento a la fijación en fracturas patológicas o huesos osteoporóticos.	Par de fricción en artroplastias

- b) **Por hendiduras:** aumenta la concentración de iones en la zona de hendidura y aumenta la corrosión.
- c) **Por fricción.**

5.3. Biomateriales inorgánicos no metálicos: cerámicas y otros. (Tabla 4)

Son una amplia clase de materiales que contienen elementos metálicos y no metálicos con uniones iónicas en un estado altamente oxidado. Se caracterizan por *una*: gran resistencia a la compresión y menos a la tracción (son frágiles y rígidos) y una gran resistencia al desgaste. Además presentan una excelente biocompatibilidad.

5.4. Polímeros

Son biomateriales orgánicos a base de carbono. Sus características principales se resumen en la Tabla 5.

5.5. Efectos de los biomateriales sobre el huésped

Los materiales biocompatibles se aponen directamente al tejido, mientras que con los materiales no biocompatibles se forma una capsula fibrosa a su alrededor. Dependiendo de los valores de los micromovimientos, la resorción ósea puede ser inducida y producir un tejido fibroso.

Uno de los factores subyacentes a este problema son cambios en la densidad aparente y la competencia mecánica del hueso esponjoso inmediatamente adyacente, donde apoya el implante. Cambios cualitativos relacionados con la edad en el propio tejido del hueso cortical puede agravar el material óseo o provocar un problema estructural. Además, la formación ósea y la remodelación alrededor materiales implantados se ve influenciada por el régimen de carga. La naturaleza del material del implante, sus propiedades de la superficie y el lugar anatómico de implantación son también elementos clave para el éxito la integración del implante.

BIBLIOGRAFÍA

1. Marjolein C.H. van der Meulena,b, Rik Huiskesc. Why mechanobiology? A survey article. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 401-414.
2. Andrea N. Laya,b,_, Chris J. Hassc, Robert J. Gregor. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 1621-1628.
3. Alicia J. El Haj *, Mairead A.Wood, Peter Thomas,YingYang. Controlling cell biomechanics in orthopaedic tissue engineering and repair. *Pathologie Biologie* 53 (2005) 581-589

4. K. Winwood¹, P. Zioupos², J.D. Currey³, J.R. Cotton⁴, M. Taylor. The importance of the elastic and plastic components of strain in tensile and compressive fatigue of human cortical bone in relation to orthopaedic biomechanics. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2006; 6(2):134-141.
6. D. P. Pioletti. Biomechanics and tissue engineering. *Osteoporos Int* (2011) 22:2027-2031.
7. Thomas P. Andriacchi*, Eugene J. Alexander. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1217-1224.
8. Evelyne Kloter and Volker Dietz. Obstacle avoidance locomotor tasks: adaptation, memory and skill transfer. *European Journal of Neuroscience*, Vol. 35, pp. 1613-1621, 2012
9. By S. Raymond Golish, MD, PhD, and William M. Mihalko, MD, PhD. Principles of Biomechanics and Biomaterials in Orthopaedic Surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93:207-12.